

Reißfestigkeitsprüfung zahnärztlicher Abformsilikone unter Berücksichtigung von Reißgeschwindigkeit und Anmischmethoden

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus Liebig Universität Gießen

Vorgelegt von Dreyer, Christian
aus Aachen

Gießen 2007

Aus dem medizinischem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
- Poliklinik für zahnärztliche Prothetik -
des Fachbereichs Medizin der Justus- Liebig- Universität Gießen
Leiter: Prof. Dr. P. Ferger

Gutachter: Prof. Dr. P. Ferger

Gutachter: Prof. Dr. H.-J. Wenz

Tag der Disputation: 28.05.2008

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATUR	3
2.1	Grundsätzliches zu Abformung und Methoden präparierter Zahnhartsubstanz	4
2.1.1	Abformtechniken bei Verwendung elastomerer Abformmaterialien	4
2.1.2	Abformgenauigkeit der Silikonabformmaterialien	6
2.2	Physikalisch- chemische Grundlagen der Silikonabformmaterialien	9
2.2.1	Kondensationsvernetzende Silikone	9
2.2.2	Additionsvernetzende Silikone	11
2.3	Physikalische Grundlagen zum Zugversuch	12
2.3.1	Elastizitätsmodul	12
2.3.2	Bruchdehnung	13
2.3.3	Zugfestigkeit	14
2.4	Einflüsse auf die Reißfestigkeit von Silikonabformmaterialien	14
2.4.1	Materialzubereitung	15
2.4.2	Reißgeschwindigkeit und ihre Auswirkung auf die Reißfestigkeit	18
2.4.3	Mangelnde Reißfestigkeit und ihre Auswirkung auf Sulcus und Gingiva	19
3	ZIELSETZUNG	20
4	MATERIAL UND METHODEN	22
4.1	Materialien	22
4.2	Prüfkörper und Prüfkörperherstellung	23
4.2.1	Handmischung	25
4.2.2	Manuelle Statikmischung	25
4.2.3	Elektrische Statikmischung	26
4.2.4	Pentamix Statikmischer, Fa. ESPE	27
4.3	Zugprüfung, Zugprüfmaschine	28
4.4	Studiendesign	30
4.4.1	Zugversuch	30
4.4.2	Zugversuch unter Berücksichtigung der Anmischung	33

4.4.3	Zugversuch unter Berücksichtigung der Reißgeschwindigkeit	35
4.4.4	Fallzahlplanung	36
4.5	Statistik	36
5	ERGEBNISSE	37
5.1	Reißfestigkeit der Silikonabformmaterialien	37
5.1.1	Zähfließende Materialien	38
5.1.2	Dünn- mittelfließende handgemischte Materialien	39
5.1.3	Dünn- mittelfließende statikgemischte Materialien	40
5.2	Reißfestigkeit unter Berücksichtigung der Art der Anmischung	44
5.2.1	Vergleich der Reißfestigkeitswerte zwischen Handmischung und Pentamix	44
5.2.2	Vergleich der Reißfestigkeitswerte zwischen Handmischung, manuelle Statikmischung und elektrische Statikmischung	45
5.2.3	Vergleich der Reißfestigkeitswerte zwischen manuelle Statikmischung und elektrische Statikmischung	48
5.2.4	Vergleich der Reißfestigkeitswerte zwischen Pentamix, manuelle und elektrische Statikmischung	49
5.3	Reißfestigkeit bei unterschiedlicher Reißgeschwindigkeit (20 und 400 mm/min)	50
6	DISKUSSION	54
6.1	Untersuchte Materialien, Methoden und Kriterien anderer Studien im Vergleich	54
6.1.1	Studien zur Reißfestigkeitsprüfung	54
6.1.2	Studien zur Anmischung	54
6.1.3	Studien zur Reißgeschwindigkeit	56
6.2	Eigene Untersuchungen und Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien	57
6.2.1	Analyse des ersten Teils der Studie (Reißfestigkeit)	57
6.2.2	Analyse des zweiten Teils der Studie (Anmischverfahren)	62
6.2.3	Analyse des dritten Teils der Studie (Reißgeschwindigkeit)	65
6.3	Schlussfolgerungen	66
7	ZUSAMMENFASSUNG/SUMMARY	68
8	LITERATURVERZEICHNIS	70

1 Einleitung

Die Präzisionsabformung der Kiefer mit zahnärztlichen Silikonmaterialien nimmt in der restaurativen Zahnheilkunde eine zentrale Stellung ein, weil sie die Ausgangssituation der zahntechnischen Arbeit darstellt. Die zahntechnische Herstellung von Gussfüllungen, einzelner Kronen bis hin zu vielgliedrigen Brücken und Kombinationsersatz ist in der Regel nur indirekt auf einem Modell möglich. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit einer möglichst formgetreuen Abformung der präparierten Zähne. Leider stehen uns derzeit in der Zahnheilkunde noch keine Materialien oder Methoden zur Verfügung, die eine identische Reduplikation der präparierten Zähne gewährleisten. Die aus einer Präzisionsabformung gewonnenen Arbeitsmodelle sind nicht exakt dimensioniert. Die daraus resultierende restaurative zahntechnische Arbeit kann daher auch keine exakte Passgenauigkeit aufweisen. Eine Folge ist beispielsweise ein tolerierbarer Randspalt zwischen Kronenrand und Präparationsgrenze. Um bestmögliche Ergebnisse zu erzielen und die Fehlerquelle an dieser Stelle möglichst gering zu halten, kommt es um so mehr auf die Auswahl eines geeigneten Abformmaterials an [13,28,51].

Heute werden Präzisionsabformungen überwiegend mit Silikonmaterialien durchgeführt. Die Innovation der Hersteller zielt dahin, diese Materialgruppe noch weiter zu perfektionieren, um den Zahnarzt bei seinem Streben nach besten restaurativen Ergebnissen zu unterstützen. Ihre Materialeigenschaften, wie z.B. besseres Fließverhalten, Reduzierung der hydrophoben Eigenschaften sowie die Verbesserung der Reißigenschaften, stehen hierbei im Vordergrund. Um eine zügige, rationelle und gleichmäßige Anmischung dieser Materialien zu ermöglichen, haben die meisten Hersteller für ihre Materialien manuell oder elektrisch betriebene Mischhilfen auf den Markt gebracht [33,50].

Bei der Betrachtung der Reißigenschaften stellt sich die Frage, in wie weit sich die zahlreichen handelsüblichen Silikonabformmaterialien hinsichtlich ihrer Reißfestigkeit unterscheiden.

Einige Materialien lassen sich auf unterschiedliche Weise anmischen. So sind noch für manche Materialien die früher gängigen Handmischvarianten erhältlich. Die meisten Hersteller bieten jedoch für ihre Materialien manuell- und/oder elektrischbetriebene Mischhilfen an. So ist es bei der Betrachtung des Reißverhaltens auch von Bedeutung, ob sich ein bestimmtes Anmischverfahren auf die Reißfestigkeit eines Materials auswirkt.

Bei der Präzisionsabformung der Kiefer mit Silikonmaterialien fließen die abzuformenden Bereiche zum Teil hauch dünn aus. Dies betrifft vor allem Interdentalräume und Präparationsgrenzen der präparierten Zahnstümpfe. Weil der behandelnde Zahnarzt vor dem Hintergrund des leichten Ausreißens der feinen Silikonfahnen dazu neigen könnte, die Abformung übervorsichtig und deshalb langsam aus dem Munde zu entnehmen, ist auch die Reißgeschwindigkeit ein überprüfungswerter Gesichtspunkt.

2 Literatur

In den letzten achtzig Jahren wurden die meisten Abformmaterialien entwickelt. Vor dieser Zeit wurde mit mehr oder weniger ungeeigneten Materialien wie Abformgips, Stent's Masse oder Guttapercha abgeformt. Vor allem bereiteten diese Materialien Probleme bei der Darstellung unterschrittener Gebiete. Die fehlende Rückstellfähigkeit und Elastizität führte 1926 schließlich zur Entwicklung und Einführung der Hydrokolloide durch Poller. 1940 wurde das heute aus der zahnärztlichen Praxis nicht mehr wegzudenkende Alginat eingeführt.

Mit der Entwicklung synthetischer Materialien fanden erstmals in den fünfziger Jahren die Polysulfide Einzug in die Zahnheilkunde. Die konsequente Weiterentwicklung synthetischer Materialien führte 1955 zur Einführung der ersten kondensationsvernetzenden Polysiloxanen, kurz K- Silikone genannt. Die positiven Eigenschaften der Silikone bei Präzisionsabformung von Zähnen ergibt sich vor allem durch ihr elastisches Verhalten, ihre Fähigkeit zur Rückstellung sowie durch ihre hohe Dimensionstreue. Eine weitere Verbesserung der Dimensionstreue, wurde durch die Einführung der additionsvernetzten Silikone in den siebziger Jahren erreicht [2,51].

Auch bei den anzuwendenden Abformtechniken in Bezug auf die Abformung von Inlay-, Kronen- und Brückenpräparationen kam es durch wissenschaftliche Erkenntnisse in den letzten Jahrzehnten zu deutlichen Verbesserungen. So ist die Kupferringabformung heute kaum noch gebräuchlich. Jeder einzelne präparierte Zahn muss nämlich durch einen angepassten Kupferring, der mit einem Silikonmaterial beschickt sein kann, abgeformt werden. Die einzelnen, über Ringabdrucke gewonnenen Abformungen müssen anschließend mittels Übertragungskäppchen räumlich einander zugeordnet werden. Heute ist die Korrekturabformung die bevorzugte Abformtechnik, vor allem wenn es um die Darstellung tief liegender Präparationsgrenzen geht.

2.1 Grundsätzliches zu Abformung und Methoden präparierter Zahnhartsubstanz

2.1.1 Abformtechniken bei Verwendung elastomerer Abformmaterialien

Abformtechniken lassen sich grundsätzlich in zeitliche und materialbezogene Abläufe einteilen:

1. einzeitig, einphasig
2. einzeitig, zweiphasig
3. zweizeitig, zweiphasig

Bei der einphasigen Abformung wird nur ein Material, eine Phase, verwendet. Sie hat bei Abformung von Inlay`s oder Kronen eine dünn- bis mittelfließende Konsistenz. Bei der Zweiphasentechnik werden immer zwei unterschiedliche Konsistenzen, Grundphase zähfließend, darüber geschichtete zweite Phase dünnfließend, verwendet. Unter Zweizeitigkeit ist zu verstehen, dass ein Vorabdruck mit einer zähfließenden Konsistenz erfolgt. Anschließend wird mit diesem Vorabdruck in einem zweiten Schritt ein zweiter Abdruck genommen, wobei eine dünnfließende Konsistenz Verwendung findet.

Einphasenabformung (einzeitig, einphasig)

Die Einphasenabformung hat ihren Indikationsbereich bei der Abformung von Inlay-Präparationen und Teilkronen, sofern die Präparationsgrenzen nicht tief liegend sind. Der Zahnarzt umspritzt den präparierten Zahn mit einer dünn- bis mittelfließenden Phase und beschickt den Abformlöffel mit dem gleichen Material. Dann wird mit diesem Abformlöffel ein Präzisionsabdruck genommen.

Doppelmischabformung, Sandwichabformung (einzeitig, zweiphasig)

Unter Doppelmischabformung ist ein Abformverfahren zu verstehen, bei dem Silikonabformmaterialien unterschiedlicher Konsistenz zum Einsatz kommen. Bei der Doppelmischtechnik werden die präparierten Zähne mit einer dünnfließenden Komponente umspritzt. Gleichzeitig wird der Abformlöffel mit einer zähfließenden Komponente beschickt und direkt in den Mund zur Abformung eingebracht. Das zähfließende Material übt aufgrund seiner höheren Viskosität einen gewissen Staudruck auf die dünnfließende Phase aus. Gegenüber der Einphasenabformung lassen sich somit auch subgingivale Bereiche abformen. Hierbei ist aber viel Geschicklichkeit und eine sehr gut aufeinander abgestimmte Teamarbeit erforderlich. Häufig kommt es zu längeren Applikationsphasen. Die Silikonmaterialien beginnen vor dem Einbringen des Löffels zu vernetzen, sodass vor der Abdrucknahme bereits vernetzte Bereiche entstanden sind. Endogene Spannungen sind die Folge. Nach Entnahme der Abformung kommt es zur Rückstellung und dadurch zu geringfügigen Verformungen und Ungenauigkeiten, die der Zahnarzt meistens mit bloßem Auge nicht wahrnehmen kann.

Die Sandwichtechnik unterscheidet sich von der Doppelmischtechnik nur dadurch, dass die präparierten Zähne nicht mit der dünnfließenden Komponente umspritzt werden. Die dünnfließende Komponente wird, ähnlich wie ein Brotaufstrich, auf die zähflüssige Komponente im Abdrucklöffel gegeben. Mit dem beschickten Löffel wird dann der Abdruck genommen. Aufgrund der fehlenden Umspritzung der Stümpfe lassen sich bei der Sandwichtechnik tiefere sub- und äquigingivale Präparationsgrenzen nur schlecht oder gar nicht darstellen. Ein Staudruck bei der Abdrucknahme, der die dünnfließenden Materialien an die tiefer liegenden Bereiche platzieren soll, lässt sich mit der einzeitigen, zweiphasigen Abformtechnik nur begrenzt aufbauen [20,30, 34].

Korrekturabformung, Ergänzungsabformung (zweiphasig, zweizeitig)

Heute hat sich die Korrekturabformung weitgehend durchgesetzt. Ihre große Beliebtheit bei den Zahnärzten liegt sicherlich in der einfachen Durchführbarkeit des Verfahrens begründet. Es handelt sich hierbei um ein zweizeitiges Verfahren, wobei zuerst eine Vorabformung der präparierten Stümpfe mit einem zähflüssigem Silikon genommen wird. Nach der Entnahme der Vorabformung werden Abflussrinnen eingeschnitzt und die Interdentalstege entfernt. Danach wird diese Vorabformung, die im Grunde einem individuellen Abformlöffel entspricht, mit einem dünnfließenden Silikon aufgefüllt. Gleichzeitig werden die präparierten Stümpfe mit dem gleichen dünnfließenden Silikon umspritzt. Die Vorabformung wird dann als so genannter Korrekturabdruck in den Mund gebracht. Durch die Stempelwirkung wird das dünnfließende Silikon (zweite Phase) in tief liegende Sulcusbereiche gepresst. Diese Methode wurde erstmals von Hoffmann 1965 beschrieben [18].

Die Ergänzungsabformung unterscheidet sich von der Korrekturabformung darin, dass die Vorabformung vor der Präparation der Zähne erfolgt. Die so genannte Ergänzungsabformung (zweite Phase) erfolgt dann nach der Präparation der Zähne. Die Vorabformung hat aufgrund der längeren Aushärtungszeit ihren Schrumpfungsprozess abgeschlossen. Die zweite Phase kann in die durch die Präparation entstandenen Hohlräume ausfließen [41, 44].

2.1.2 Abformgenauigkeit der Silikonabformmaterialien

Aufgrund ihres elastischen Verhaltens erweisen sich die Silikone als äußerst günstige Materialien. Sie besitzen die Fähigkeit der Rückstellung bei Abformung unter sich gehender Gebiete, solange das Material keine zu große Verformung erfährt oder ausreißt. Diese günstigen Materialeigenschaften konnten in Bezug auf Reißfestigkeitsgrenzen und Druck- oder Zugverformungsreste weiter verbessert werden.

Kontraktion

Der Vernetzungsprozess der Silikonmaterialien bringt zwangsläufig eine Polymerisationsschrumpfung mit sich. Die Abbindekontraktion bei additionsvernetzenden Silikonen beträgt etwa 0,1% linear. Dieser Wert ist tolerierbar. Man bedenkt, dass die Volumenänderung jeder Abformung aufgrund der unterschiedlichen Temperaturen, Mund- und Zimmertemperatur, nicht unerheblich ist [12]. Kondensationsvernetzende Silikone weisen ähnliche Werte auf, schrumpfen aber aufgrund einer weiter fortschreitenden Polymerisation und der damit verbundenen Abspaltung und Verdunstung von Alkohol weiter. Diese Materialien sollen daher zügig, spätestens jedoch nach einer Stunde mit Gips ausgegossen werden [17].

Endogene Spannungen

Weitere Ungenauigkeiten bringen endogenen Spannungen mit sich. Diese sind leider unvermeidlich bei der Verwendung vernetzender Abformmaterialien. Teile des Materials beginnen bereits zu vernetzen, während die Abformung noch gar nicht richtig im Patientenmund platziert ist. Endogene Spannungen und entsprechende Rückstellungen und Deformationen nach der Entformung und die daraus resultierenden Ungenauigkeiten sind die Folge. Dieses Verhalten liegt im chemischen Ablauf der Polymerisation begründet. Es ist bisher nicht gelungen eine spät einsetzende, schlagartig ablaufende Polymerisation zu entwickeln (Abb.2). Deshalb werden derzeit langsam vernetzende Silikone verwendet. Um diese Ungenauigkeiten so gering wie möglich zu halten, kommt es darauf an, die Herstellerangaben bezüglich Verarbeitungs- und Abbindezeit genau einzuhalten. Eine Verlängerung der vorgeschriebenen Verarbeitungszeit führt genau so wie ein zu frühes Entfernen des Abdrucks aus dem Mund zu bleibenden Verformungen [13,14]. Wird das Abformmaterial und die Anmischunterlage in einem Kühlfach bei 5-8 C° gelagert, können durch temperaturbedingte Verringerung der Reaktionsgeschwindigkeit, Vorvernetzungen so gering wie möglich gehalten werden.

Um die Anmischzeit genau einzuhalten eignen sich die verschiedenen Mischhilfen. Statikmischer, die zum Teil elektrisch betrieben sind, garantieren eine genau definierte Anmischzeit und eine exakte Dosierung.

Hinsichtlich der Verarbeitungszeit treten bei den kondensations- und additionsvernetzenden Abformmaterialien Unterschiede auf. YEH et. al. [52] untersuchte die Verarbeitungszeit von drei verschiedenen additionsvernetzenden Silikonen gleicher Konsistenz und ermittelte dabei maximale Verarbeitungszeiten von 3 bis 3,5 Minuten. Sie sind im Vergleich zu den kondensationsvernetzenden Silikonen etwas länger. Einer Studie von HARCOURT [17] zufolge weisen additionsvernetzende Silikone eine relativ lange Verarbeitungszeit auf und binden dann schnell zu festen Elastomeren ab.

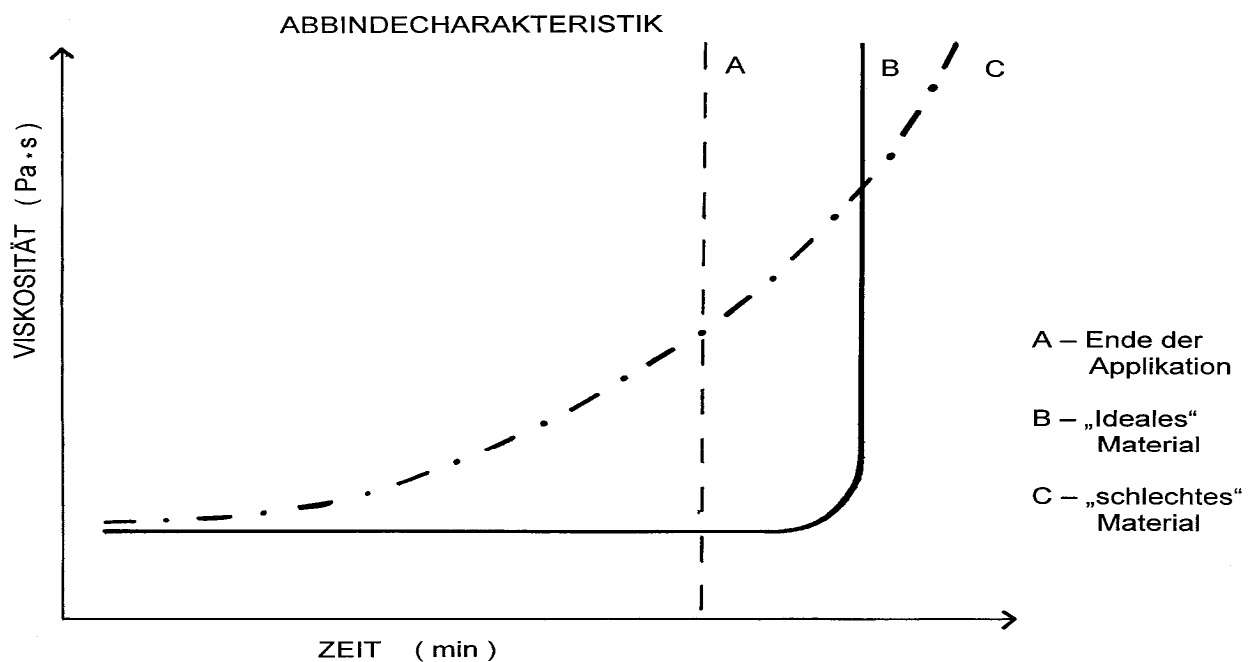


Abbildung 3.1

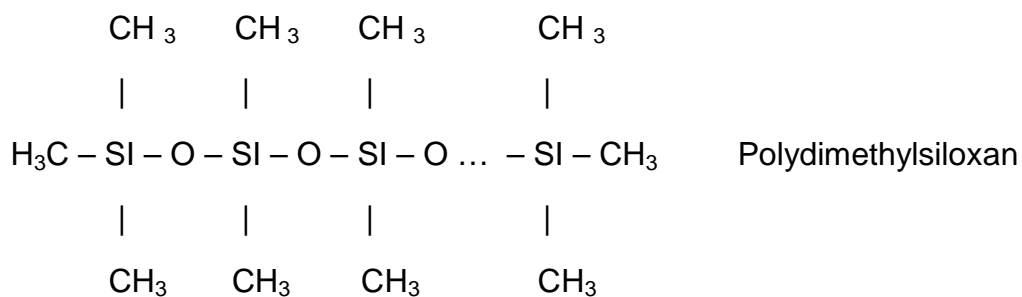
Diese Abbildung soll verdeutlichen, wie ein „Ideales Abformmaterial“ abbinden sollte. Während der Materialzubereitung und Anmischung sollte keine Vernetzung stattfinden. Nach der Applikation des Materials im Patientenmund sollte ein „Ideales Abformmaterial“ schlagartig abbinden. Dies hätte neben der Vermeidung endogener Spannungen den weiteren Vorteil, dass die Verweildauer des Abformlöffels im Patientenmund deutlich herabgesetzt sein könnte.

Moderne Abformmaterialien kommen diesem „Idealen Material“ schon recht nahe. Weiterhin dienen Misch- und Dosierhilfen dazu, die Applikationsphase möglichst reibungslos und zeitlich reproduzierbar zu gestalten.

2.2 Physikalisch- chemische Grundlagen der Silikon- Abformmaterialien

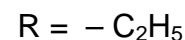
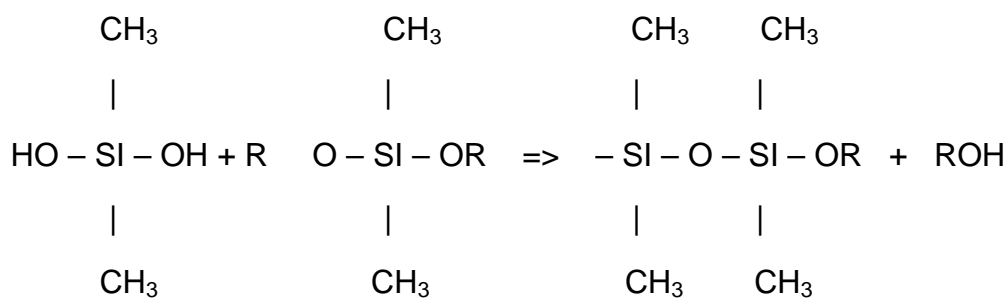
2.2.1 Kondensationsvernetzende Silikone

Silikone gehören grundsätzlich zu den gummielastischen irreversiblen Abformmaterialien. Silikone sind großmolekulare Substanzen, deren Molekülketten aus Silizium-Oxid-Gruppen (R-Si-O-R) bestehen. Die beiden restlichen Valenzen des Silizium-Atoms sind durch Alkylreste abgesättigt.



Die Überführung in den gummielastischen Zustand erfolgt durch Zumischung einer Katalysatorpaste, die Äthylsilikate und organische Zinnverbindungen enthält. Dieser Katalysator, der flüssig oder als Paste vorliegen kann, wird auch als Härter bezeichnet. Je nach Anzahl der OH- Gruppen des Katalysators/Härters spricht man von mono-, bi-, tri- oder tetrafunktionellen Molekülen, die entsprechend kettenabbrechend, -fortsetzend oder -verzweigend wirken.

Die Basispaste enthält lineare Polydimethylsilanol- Ketten mit endständigen OH-Gruppen. Tetrafunktionelles Äthylsilikat der Katalysatorpaste reagiert nun mit den endständigen OH- Gruppen der Polydimethylsilanol- Ketten der Basispaste. Alkohol spaltet sich ab, die Moleküleenden werden multifunktionell, es kommt zur Kettenverlängerung und schließlich zur Vernetzung. Ihr gummielastisches Verhalten kommt aufgrund von makromolekularem Atomverhalten zustande.



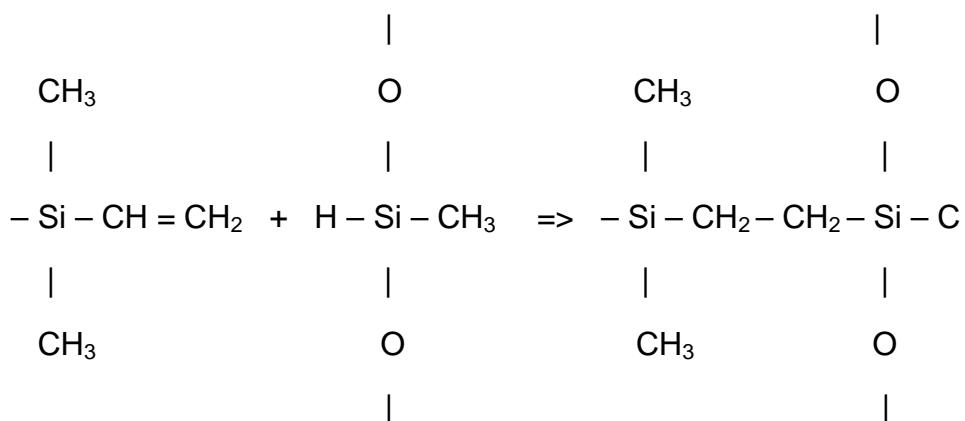
Mit einer Abbindereaktion ist chemisch grundsätzlich eine Volumenänderung verbunden. Meistens kommt es zur Kontraktion, so wie auch hier bei den Silikon-Abformmaterialien.

Bei den Kondensationsvernetzenden Silikonen bedingt die Abspaltung von Alkohol eine zusätzliche Materialschrumpfung ($\text{R} = - \text{C}_2\text{H}_5$). Weil diese Materialien aber grundsätzlich gute Eigenschaften aufweisen, waren die Hersteller bestrebt, die hieraus resultierenden Ungenauigkeiten durch Weiterentwicklung auszuschalten. Mitte der siebziger Jahre führte dies zur Einführung der additionsvernetzten Silikone [40].

2.2.2 Additionsvernetzenden Silikone

Unter Additionsvernetzung ist eine Abbindereaktion zu verstehen, die durch Kettenverlängerung ohne Abspaltung irgendwelcher Moleküle abläuft. Die Polysiloxanmoleküle der einen Komponente (z.B. Basispaste) besitzen endständige Vinylgruppen, die der anderen (z.B. Katalysatorpaste) seitliche SiH- Gruppen. Bei Durchmischung dieser beiden Komponenten und in Gegenwart eines geeigneten Katalysators (organische Platin- Verbindungen) kommt es nun zur Bildung von Äthylbrücken zwischen den einzelnen Polysiloxanen. Kettenverlängerung und Vernetzung ohne Abspaltung irgendwelcher Moleküle sind die Folge. Die Abbindereaktion erfolgt bei relativ niedriger Polymerisationsschrumpfung von weniger als 0,5 % lin. [9].

Kondensationsvernetzende Silikone müssen aufgrund einer immer weiter fortschreitenden Kontraktion möglichst zügig nach der Entnahme aus dem Mund mit Gips ausgegossen werden. Beim Vernetzungsprozess werden Alkoholreste freigesetzt, die durch Verdunstung zu Materialschrumpfung führen. Im Gegensatz hierzu können additionsvernetzende Silikone auch noch Tage später ausgegossen werden [49].



2.3 Physikalische Grundlagen zum Zugversuch

Einige Studien und Dissertationen haben sich mit zahnärztlichen Abformmaterialien und ihren physikalischen Eigenschaften auseinandergesetzt. Die Dissertationsschrift von BAANK [3] aus dem Jahre 1973 beschreibt den Zusammenhang von unterschiedlich hohen Druckverformungen und den dabei auftretenden Formänderungsresten sowie die bleibende Verformung unter Zugbeanspruchung verschiedener Alginatabformmaterialien. Hieraus resultierte eine Veröffentlichung von SCHWICKERATH [38], die ausführt, dass es bei der Entnahme des Abdrucks aus dem Munde sowohl zu Druck- als auch zu Zugbelastungen kommt. Hinweise auf das Verhalten dieser Materialien bei Zugbeanspruchung erscheinen im klinischen Einsatz als wichtig. In Anlehnung an die Zugprüfung von Metallen (DIN 50125) sowie in Anlehnung an die Zugprüfung von Kunststoffen (DIN 53455) hat Schwickerath 1975 deshalb entsprechende Prüfkörper und ein Zugprüfungsverfahren beschrieben.

In einer weiteren Dissertationsschrift [36] wurde der Zusammenhang erhöhter Reißfestigkeitswerte verschiedener Silikone und eine eventuell daraus resultierende bleibende Verformung untersucht. Hierzu wurden die physikalischen Eigenschaften der untersuchten Abformmaterialien auf Reißfestigkeit überprüft und festgestellt, dass die additionsvernetzten Silikone eine höhere Reißfestigkeit aufwiesen als die kondensationsvernetzten. Höhere Reißfestigkeitswerte der A-Silikone hatten dabei keinen negativen Einfluss auf ihre Formänderungsreste.

Vor diesem Hintergrund werden an dieser Stelle die physikalischen Grundlagen die zur Reißfestigkeitsprüfung wichtig sind, vorgestellt:

2.3.1 Elastizitätsmodul

Die Eigenschaft fester Materialien, auf eine äußere Krafteinwirkung mit Verformung zu reagieren, bezeichnet man als Elastizität. Ein gedehntes oder gestauchtes Material gelangt bei Rücknahme der einwirkenden Kraft wieder in seine

Ursprüngliche Form. Dieser Vorgang folgt innerhalb eines bestimmten Bereichs dem Hooke'schen Gesetz, die Verformung eines elastischen Materials ist proportional zur einwirkenden Größe. Die Steifigkeit eines Materials wird durch eine charakteristische Proportionalitätskonstante, dem Elastizitätsmodul, ausgedrückt:

$$E = \frac{\text{Spannung}}{\text{Dehnung}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F \cdot l_0}{A_0 \cdot \Delta l}$$

Unter F bezeichnet man die einwirkende Kraft; l_0 ist die Ursprüngliche Länge des Prüfkörpers; Δl die Längenänderung. Als A_0 bezeichnet man den Anfangsquerschnitt eines Prüfkörpers innerhalb der Messlänge. Diese Formel gilt nur innerhalb des Hooke'schen Bereichs, in dem ein linearer Zusammenhang zwischen Kraft und Verformung besteht [4, 15, 47].

2.3.2 Bruchdehnung

Die Bruchdehnung beschreibt die maximale Längenänderung eines Prüfkörpers unmittelbar vor dem Zerreißen. Sie wird stets als prozentualer Zahlenwert angegeben und ergibt sich aus dem Quotient der maximalen Längenänderung und der Anfangslänge, multipliziert mit dem Faktor 100. Dabei sind l_0 die Anfangslänge und Δl_{Bruch} die maximale Längenänderung unmittelbar vor dem zerreißen:

$$\varepsilon_{\text{Bruch}} = \frac{\Delta l_{\text{Bruch}} \cdot 100}{l_0} \quad [\%]$$

Mit der Bruchdehnung ist die Beschreibung eines Prüfkörpers bezüglich seiner Elastizität möglich. Das eine Material reißt bereits nach einer relativ kurzen Wegstrecke, ein anderes Material ist elastischer und reißt erst nach einer längeren Wegstrecke. Die hierbei jeweils aufgewendeten Kräfte sind in der Regel unterschiedlich [4, 15, 47].

2.3.3 Zugfestigkeit

Die Zugfestigkeit eines bestimmten Prüfkörpers wird durch die maximale Kraft unmittelbar vor dem Zerreißen beschrieben. Man bezeichnet sie auch als maximale Nennspannung. Hierbei versteht man unter F_{Bruch} die gemessene Kraft im Augenblick des Zerreißen und unter A_0 die Querschnittsfläche des zu zerreißenen Prüfkörpers. Normalerweise müsste der Querschnitt des zerreißenen Prüfkörpers maßgebend sein. Der Prüfkörper zieht sich an der Bruchstelle zuerst ein, bevor er an dieser Stelle zerreißt. Die Querschnittsfläche des Prüfkörpers im Moment des Zerreißen weist aufgrund der Einschnürung einen deutlich kleineren Querschnitt auf. In Anlehnung an die DIN 53455 wird in Reißfestigkeitsuntersuchungen die einwirkende Kraft auf den Anfangsquerschnitt bezogen:

Dabei sind F_{Bruch} die Kraft beim Zerreißen und A_0 der Anfangsquerschnitt [4, 15, 47].

$$\sigma'_{\text{Bruch}} = \frac{F_{\text{Bruch}}}{A_0}$$

2.4 Einflüsse auf die Reißfestigkeit von Silikonabformmaterialien

In mehreren Studien wurden Untersuchungen über die Reiß- bzw. Zugfestigkeit von elastomeren Abformmaterialien durchgeführt. Dabei wurde festgestellt, dass die einzelnen Materialgruppen zum Teil erhebliche Unterschiede bezüglich ihrer Reißfestigkeitswerte aufweisen. Weiterhin wurde festgestellt, dass die Reißfestigkeitswerte der untersuchten Materialien in folgender Reihenfolge größer werden:

K-Silikone mit geringen Reißfestigkeitswerten, A-Silikone und Polyether mit den höchsten Reißfestigkeitswerten. TAM et. al. [45] stellten allerdings fest, dass keine dieser Materialgruppen eine erwiesene signifikante Überlegenheit in Bezug auf ihre Reißfestigkeit besitzt. Auch bei den einphasigen Materialien konnte nicht gezeigt werden, dass sie den dünnfließenden Materialien überlegen sind.

Ferner wurde untersucht, in wie weit Verdünnungsmittel (niedrigere Viskosität) Einfluss nehmen auf die Reißfestigkeit dieser Materialien. Bei 5 von 6 untersuchten Materialien war eine deutliche Herabsetzung der Reißfestigkeitswerte festzustellen. In einer weiteren Studie, die sich mit den gleichen Materialien beschäftigte, wurde festgestellt, dass es erhebliche Unterschiede der Reißfestigkeitswerte unter den Materialien innerhalb einer Materialgruppe gibt [46].

Einige Studien untersuchten verschiedene Einflüsse auf die Materialeigenschaften von Silikonabformmaterialien. Zu diesen Einflüssen gehören ordnungsgemäße Lagerung der Materialien, Beachtung von Verfallsdaten, korrekte Dosierung und homogene Anmischung.

2.4.1 Materialzubereitung

Die Präzisionsabdrucknahme muss sorgfältig vorbereitet sein. Für einen Reibungslosen Ablauf ist eine korrekte Materialzubereitung unerlässlich. Hierbei kommt es unter anderem auf möglichst genaue Dosierungen von Basispaste und Katalysator an. Die Durchmischung soll zu einer homogenen, blasenfreien Paste führen. Seitens der Hersteller werden meistens visuell- volumetrische Angaben über ein optimales Mischungsverhältnis von Basis- und Katalysator-material angegeben. Ein Abwiegen (gravimetrisch) der Materialkomponenten erscheint zu umständlich [30].

Dosierung

Häufige Verwendung findet das Paste-Paste-System, bei welchem jeweils gleiche Stranglängen auf einen Mischblock gegeben werden. Die jeweilige Mengendosierung wird durch den Durchmesser der Tubenöffnung bestimmt. Hierbei ergeben sich bereits Schwierigkeiten, denn die Pasten müssen gleichmäßig und mit gleicher Geschwindigkeit ausgedrückt werden, sodass die Pastenstränge weder gestaucht noch gestreckt werden. Dünnfließende Pastenstränge laufen auseinander und erschweren die Kontrolle über die Strangdicke.

Bei Paste-Flüssigkeits-Systemen wird der Basispaste ein Härter in Form von Tropfen hinzugefügt. Dosierfehler sind hierbei weniger zu erwarten, allerdings muss die Härterflasche nach dem Gebrauch sofort wieder verschlossen werden. Der Alkoxysilan-Vernetzer zerfällt an Luft in Kieselsäure, die sich in auskristallisierter Form auf die Dosieröffnung der Härterflasche anlagert. Eine verengte Dosieröffnung und ein falsches Mischungsverhältnis sind die Folge.

Knetbare Abformmaterialien werden mit einem speziellen, vom Hersteller mitgelieferten, Löffel dosiert. Durch Abstreifen der Überschüsse auf dem Dosierlöffel können ungleiche Dosierungen zustande kommen [35,40].

In mehrere Studien wurde die genaue Dosierbarkeit von handgemischten Abformmaterialien und ihre Auswirkung auf Druckverformung untersucht. Übereinstimmend wurde festgestellt, dass eine Überdosierung des Härtermaterials (Katalysator) deutlich häufiger vorkommt, als eine Unterdosierung. Weiterhin wurde festgestellt, dass ungenaue Dosierungen sich zum Teil erheblich auf die Verarbeitungs- und Abbindezeit auswirken. Eine Überdosierung des Härtermaterials führt zu schnellerem Viskositätsanstieg und zu verkürzten Verarbeitungs- und Abbindezeiten. Unterdosierungen führen zu höheren Druckverformungsresten, denen man durch längere Verweildauer des Abdrucks im Munde nicht entgegen wirken kann. Bei Reduktion der Katalysatorkomponente um mehr als 20% ist eine Abformung ohne bleibende Deformation nicht mehr möglich [21, 39, 48].

Mischung

Eine Voraussetzung für gleichmäßiges Abbinden des gesamten Abdrucks ist die homogene Durchmischung von Basis- und Katalysatormaterial [32,35]. Für die Handmischung ist neben der richtigen Dosierung auch die Materialbeschaffenheit von Bedeutung. Knetbare Abformmaterialien, die mit einem flüssigen Härter geliefert werden, bereiten beim Anmischen Schwierigkeiten. Die Flüssigkeit fließt beim Dosieren und Mischen leicht weg. Das vorgeschriebene Mischungsverhältnis wird deshalb mitunter nicht korrekt eingehalten. Ein kräftiges und intensives Durchkneten mit den Händen bewirkt neben der Reaktionserwärmung eine zusätzliche körpertemperaturbedingte Aufwärmung des Materials. Nach einer Untersuchung von MEINERS [30] beträgt die zusätzliche Erwärmung durch Handkneten etwa 6°C. Eine deutliche Reaktionsbeschleunigung für Knetbare, zähfließende Materialien ist in mehreren Studien nachgewiesen worden [14, 29].

Dünnfließende Abformmaterialien werden nicht mit den Händen durchmischt. Die Materialkomponenten Paste-Paste oder Paste-Flüssigkeit werden auf einem Anmischblock und mit einem Spatel angemischt. Um eine homogene Durchmischung zu erreichen, werden Basispaste und Katalysatorkomponente zuerst grob durchmischt und schließlich kräftig mit streichenden Bewegungen über die Mischblockfläche vermischt. Den Untersuchungen von KECK [23] und STACKHOUSE [43] zufolge sind Lufteinschlüsse und Bläschen auch bei Verwendung dieser Streichanmischtechnik häufig zu beobachten.

Diese Problematik führte zu ersten Statikmischsystemen Mitte der achtziger Jahre, die in den USA vorgestellt wurden. Vorher wurden die Materialien ausschließlich von Hand angemischt. Eine 1985 erschienene Studie von CRAIG [6] stellte fest, dass bei Verwendung eines Statikmischsystems Dosierfehler ausbleiben. Insbesondere wird auf das Ausbleiben von Lufteinschlüssen im Material hingewiesen, die bei der Handmischung häufig auftreten. In wie weit diese Statikmischer, manuell oder elektrisch betrieben, Einfluss nehmen auf Druckverformung, beschreiben die Studien von KECK [23] und CHONG et. al. [5]. Sie geben an, dass ein Statikmischsystem im Vergleich zu anderen überprüften Mischmethoden den Blasengehalt im

abgebundenen Abformmaterial deutlich reduziert. Der ermittelte Druckverformungsrest der untersuchten Materialien ergab doppelt so hohe Werte für die statikgemischten Materialien. Innerhalb der Gruppe der A-Silikone, die mit einem Statikmischgerät angemischt wurden, konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich des Blasengehaltes nachgewiesen werden [5].

2.4.2 Reißgeschwindigkeit und ihre Auswirkung auf die Reißfestigkeit

Neben der Auswahl des geeigneten Abformmaterials, der anzuwendenden Abformtechnik kommt es auch darauf an, wie eine Abformung aus dem Munde wieder entfernt wird. Der Zahnarzt kann sie langsam und übervorsichtig oder schnell und zügig entfernen.

Wie bereits ausgeführt wurde, handelt es sich bei Silikonen um gummielastische Abformmaterialien, deren Genauigkeit von der Rückstellfähigkeit zur ursprünglichen Form abhängt. Ein ideales Abformmaterial muss eine vollständige Rückstellung gewährleisten. Silikone nähern sich diesem idealen elastischen Verhalten ziemlich an. ASCHBY et al. [1] zeigten in ihrer Studie, dass sich Elastomere fast linear ausdehnen und sich wieder in ihre Ausgangsposition zurückstellen. Das Material „erinnert“ sich sozusagen bei nachlassender Krafteinwirkung und stellt sich in seine ursprüngliche Form zurück, sofern ein kritischer Dehnungspunkt nicht überschritten wird. Dieses gummiartige Verhalten ist geschwindigkeitsabhängig. Ein schnell gedehntes Material stellt sich genauer in die ursprüngliche Form zurück, als ein langsam gedehntes Material [41].

KLOOSTER et al. [24] untersuchten den Zusammenhang unterschiedlicher Reißgeschwindigkeiten und die korrespondierende ständige Verformung von Polysulfide, Polyether und A- und K-Silikone. Die Auswertung der Studie bestätigte die Untersuchungen früherer Studien. Sie fanden heraus, dass mit Reißgeschwindigkeitszunahme eine Erhöhung der Reißfestigkeit verbunden ist. Die Untersuchungen erfolgten bei Prüfgeschwindigkeiten von 100, 200 und 500 mm/min. Aufgrund dieser Erkenntnisse empfiehlt KLOOSTER eine ruckartige und schnelle Entformung, um die höheren Reißfestigkeitswerte bei schneller Dehnung zu nutzen. Auf den Druckverformungsrest wirkt sich die zügige und ruckartige Entformung ebenfalls positiv aus.

2.4.3 Mangelnde Reißfestigkeit und ihre Auswirkung auf Sulkus und Gingiva

Mit immer wieder auftretenden Komplikationen bei der Abformung unter sich gehender Bereiche, besonders im Bereich des Sulcus beschäftigte sich die Studie von MARSHAK et al. [27]. Sie untersuchten Gingivaentzündungen, die nach einer Silikonabformung in bestimmter Häufigkeit zu beobachten waren. Als potentielle Quelle für diese Gingivaentzündungen vermuteten sie den Verbleib winziger ausgerissener Silikonreste im Sulcus. 25 von 125 untersuchte abgeformte Zähne wiesen Defekte oder Silikonabrisse in der Abformung auf. Bei der klinischen Inspektion der abgeformten Zähne waren an 8 Zähnen verbliebene Abformmasse im Sulcusbereich zu finden. Die korrespondierenden Einrisse in der Abformung wurden nachgewiesen. Aus diesen Ergebnissen wurde gefolgert, dass die Abformung bis zur vollständigen Abbindung im Munde verbleiben sollte. Für eine Präzisionsabformung sollen Materialien verwendet werden, die eine ausreichend hohe Reißfestigkeit aufweisen. Auch die 1994 erschienene Publikation von HONDRUM et al. [19] zum Thema Reißfestigkeit dentaler Abformmaterialien weist auf das Problem des Ausreißens der sehr dünnen Silikonfahnen im Gingivasulkus hin. Hier wurde weiter ausgeführt, dass ein „ideales“ Abformmaterial die meiste Energie bei der Entnahme der Abformung durch ihr elastisches Verhalten absorbieren sollte. Wird allerdings der kritische Punkt erreicht, bei der eine reversible Deformation in eine permanente Deformation übergeht, dann sollte das „ideale“ Material ausreißen. Damit könnte man sicherstellen, dass eine permanent deformierte Abformung aufgrund der ausgerissenen Bereiche unbrauchbar würde. In ihrer Studie wurden zwei Aussagen gemacht: Im Rahmen einer maximal tolerierbaren permanenten Deformation von 0,4% weisen Polysulfide die höchsten Reißfestigkeitswerte auf; und die untersuchten A-Silikone absorbierten die einwirkenden Kräfte deutlich besser als Polyether oder Polysulfide. Sie weisen eine deutlich geringer ausgeprägte permanente Deformation auf.

3 Zielsetzung

In der Praxis stellen sich immer wieder Misserfolge bei der Abformung mit Silikonem ein, die zur Wiederholung der Abformung oder bei Nichterkennen später sogar zur Wiederholung der gesamten zahntechnischen Arbeit führen. Man beobachtet zum Beispiel das Ausreißen der feinen Silikonfahnen an den Präparationsgrenzen die bei dem Korrekturabdruck in den Sulcus getrieben wurden (Abb.1).



Abbildung 2.1: Präzisionsabformung mit ausgerissener Silikonfahne

Zusammenfassend lässt sich aus der angeführten Literatur darstellen, dass sich einige Studien mit dem Problem der Reißfestigkeit zahnärztlicher Silikonabformmaterialien befassten. Neben der grundsätzlichen Betrachtung der Reißfestigkeit von Silikonabformmaterialien wurden, wie bereits im Kapitel Literatur ausgeführt, auch Erkenntnisse über die Auswirkung der Reißgeschwindigkeit in Bezug auf die Reißfestigkeit gewonnen. In wie weit sich Mischung und Dosierung eines Materials auf die Reißfestigkeit auswirkt ist bisher noch nicht an Hand einer größeren Auswahl von Materialien überprüft worden.

Vor diesem Hintergrund werden in dieser Arbeit acht zähfließende und siebenundzwanzig dünn- bis mittelfließende Silikone auf Ihre Reißfestigkeit geprüft. Besonderes Augenmerk liegt bei den dünn- bis mittelfließenden Silikonen, weil gerade diese bei der Korrekturabformung sehr fein und dünn in Sulcus- und Interdentalbereiche ausfließen. Diese zum Teil hauchdünnen Silikonfahnen neigen dazu, bei der Entformung auszureißen. Eine genaue Detailwiedergabe kann aber nur dann gewährleistet sein, wenn keine Silikonfahnen ausreißen. Die Frage bezüglich des Reißfestigkeitsverhaltens bei Präzisionsabformungen ist daher von großer praktischer Bedeutung.

Silikonabformmaterialien bestehen grundsätzlich aus einer Basispaste und dem dazugehörigen Katalysator. Diese beiden Komponenten müssen nach Herstellerangaben in einem definierten Mischungsverhältnis angemischt werden. Neben der Handmischung stehen seit einiger Zeit Mischhilfen zur Verfügung, die zu rationeller und exakter Anmischung der Silikone führen sollen. Für die Materialien, die auf verschiedene Weise mischbar sind, soll in dieser Studie überprüft werden, in wie weit die Mischmethode die Reißfestigkeit eines Materials beeinflusst.

Weil der behandelnde Zahnarzt vor dem Hintergrund des leichten Ausreißen der feinen Silikonfahnen dazu neigen könnte, die Abformung übervorsichtig und deshalb langsam aus dem Munde zu entnehmen, ist die Reißgeschwindigkeit ein überprüfungswerter Gesichtspunkt. Daher wird in dieser Studie anhand ausgewählter Materialien überprüft, in wie weit unterschiedliche Reißgeschwindigkeiten Einfluss nehmen auf die Reißfestigkeit eines Materials und ob die bisherigen Ergebnisse bestätigt werden können.

4 Material und Methoden

4.1 Materialien

Die zu untersuchenden Materialien lassen sich entsprechend ihrer chemischen Eigenschaften in zwei Gruppen einteilen:

1.) Die kondensationsvernetzenden Silikone:

- Silasoft S, Silasoft N und Silaplast, Fa. Detax
- Xantopren L, VL und H, Xantopren comfort light und medium
Optosil comfort, Fa. Heraeus Kulzer

2.) Die additionsvernetzenden Silikone:

- Panasil contact plus und Panasil putty soft, Fa. Kettenbach
- Silagum Automix light, Silagum AV light, Silagum Mixstar putty soft und Silagum AV putty, Fa. DMG
- Permagum L (2 Tuben), Permagum Garant L, Permagum putty Soft, Dimension Garant L, Dimension L Penta, Dimension putty Soft und Dimension H Penta, Express Garant L und UL, Express Garant Regular Body, Express Pena Putty, Impregum Penta Soft, Impregum Penta H Duo Soft, Impregum Garant L Duo Soft, Fa. ESPE
- Provil novo light CD, Provil novo light, Provil novo medium CD, Provil novo medium und Provil putty soft, P2 monophase, P2 light body, Flexitime monophase, Flexitime correct flow, Fa. Heraeus Kulzer
- Aquasil monophase, Aquasil Ultra LV und XLV, Fa. Dentsply
- Fusion Monophase, Fusion Light Body Type, Fa. GC Dental

Die Materialien Silaplast, Optosil comfort, Panasil putty soft, Silagum Mixstar putty soft, Silagum AV putty, Permagem putty soft, Dimension putty soft, Dimension H Penta, Express Penta Putty sowie Provil putty soft sind zähfließende Materialien, die als Erstabformungsmaterial bei der Korrekturabformung oder Ergänzungsabformung Verwendung finden. Bei der einzeitigen, zweiphasigen Abformung (Doppelmisch- oder Sandwich-Technik) dienen diese Materialien als Grundphase.

Silasoft S und N sowie Xantopren L, VL und H, Xantopren comfort light und comfort medium sowie Panasil contact plus sowie Silagum Automix light und AV light sowie Permagem L und Garant L, Dimension L Penta und Garant L, Express Garant Light, Ultra Light und Regular Body, Impregum Penta Soft, Penta H Duo Soft und Impregum Garant L Duo Soft sowie Provil novo light und novo medium, P2 monophase, P2 light body, Flexitime monophase, Flexitime correct flow sowie Fusion monophase, Fusion Light Body Type sowie Aquasil monophase, Aquasil Ultra LV und XLV als Kartuschen- (CD) oder als Handmischsystem (zwei Tuben) gehören zu den dünn- bis dünnmittelfließenden Materialien. Sie finden als zweite niedrigviscöse Phase Verwendung bei der Korrektur- bzw. Doppelmischabformung.

4.2 Prüfkörper und Prüfkörperherstellung

Die Prüfkörperherstellung erfolgt in einer genormten Aluminiumhohlform entsprechend der Standard-Testmethoden für Reiß- und Zugprüfungen nach ASTM D 412-87 (American Society for Testing and Materials), sowie nach DIN 53455 (Zugversuch bei Prüfung von Kunststoffen) und DIN 53504 (Zugversuch bei Prüfung von Elastomen). Die Prüfkörper haben die Abmessung von 102 mm Gesamtlänge, 9 mm Breite und 6 mm Höhe. An den beiden Kopfenden ist der Prüfkörper auf 20 mm verbreitert, damit er sich besser in die Zugprüfmaschine einspannen lässt (Abb. 4.1, Abb. 4.2).

Als feste Unterlage der Aluminiumhohlform dient eine Glasplatte. Nach Einfüllen des Silikonmaterials wird eine zweite Glasplatte von oben so auf die Aluminiumhohlform

aufgepresst, dass die Materialüberschüsse seitlich aus der Form abfließen können. Nach dem Abbindevorgang werden die fertiggestellten Prüfkörper vorsichtig aus der Form entnommen und visuell auf Fehler überprüft. Die Prüfkörperherstellung erfolgt bei Zimmertemperatur und unter strikter Einhaltung der Herstellerangaben bezüglich der Anmischung der Materialien. Sämtliche Prüfkörper werden mit der gleichen Aluminiumform hergestellt.

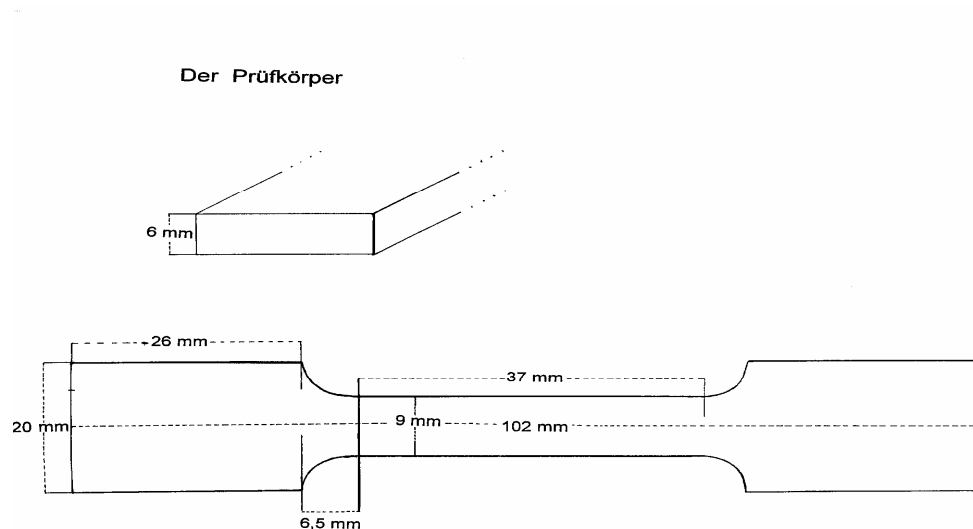


Abbildung 4.1: Zeichnung der Abmessungen des Prüfkörpers

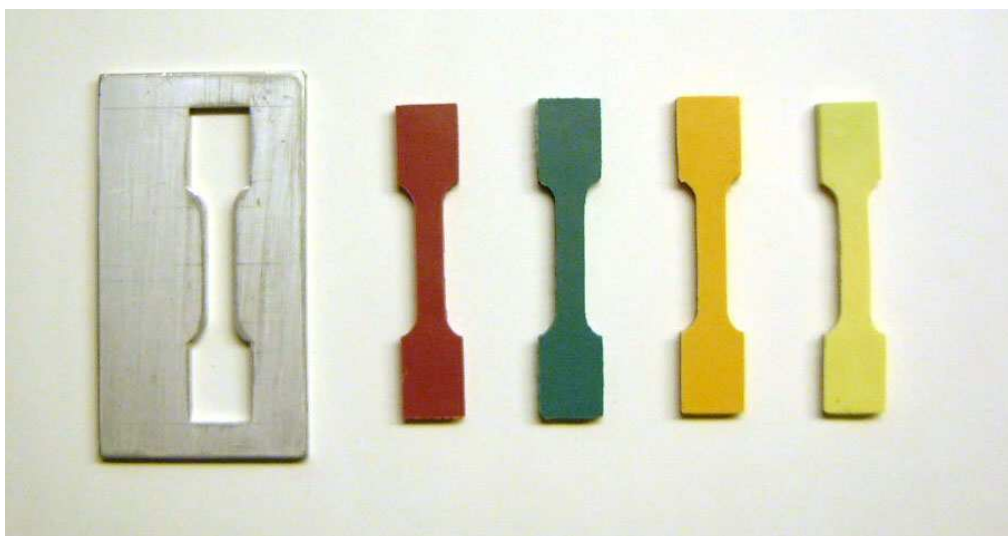


Abbildung 4.2: Aluminiumform zur Herstellung der Prüfkörper

Zum Anmischen der Materialien stehen vier verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung:

4.2.1 Die Handmischung

Bei der Handmischung werden zwei Pastenkomponenten miteinander vermischt. Die Komponenten können aus zwei Pasten, Basispaste und Katalysatorpaste oder aus Basispaste und Katalysatortropfen bestehen. Die Mischungsverhältnisse müssen den Herstellerangaben entsprechen. Die Anmischung erfolgt auf einem speziellen Anmischblock mit einem Anmischspatel. Im Mischungsverhältnis ergeben sich zwangsläufig mehr oder weniger ausgeprägte Ungenauigkeiten. In der Praxis werden die Materialkomponenten vor ihrer Anmischung nicht exakt abgewogen. Deshalb werden die Materialkomponenten auch in dieser Studie ebenfalls visuell-volumetrisch abgemessen (siehe auch 2.4.1 Dosieren und Mischen).

4.2.2 Manuelle Statikmischung

Die Statikmischung wird in der Literatur erstmals von CRAIG beschrieben (siehe 2.4.1). Hierbei handelt es sich um ein Gerät in Form einer Spritzpistole, das sowohl mischt als auch dosiert. Der Statikmischer verfügt über ein doppelläufiges Kartuschensystem, das aus jeder Kartuschenkammer eine genau bestimmte Menge Material auspresst und mittels einer Mischdüse gleichmäßig vermischt. Es gab zwar vorher schon Mischhilfen in Form von Streich- oder Streich-Rührgeräten, allerdings konnte damit weder genau dosiert, noch blasenfrei angemischt werden. Statikmischgeräte tragen bei der Abdrucknahme zur wesentlichen Erleichterung bei. Mit dem relativ handlichen Statikmischer kann das Material direkt an den abzuformenden Zähnen appliziert werden, ohne das Material in eine spezielle Trägerspritze umzufüllen. Eine Benutzung von Trägerspritzen ist bei handgemischten Materialien unumgänglich (Abb. 4.3).



Abbildung 4.3: Manuelle Statikmischung

4.2.3 Die elektrische Statikmischung

Der Aufbau der elektrisch betriebenen Statikmischer gleicht dem des manuell betriebenen Statikmischer. Ein Elektromotor in der Spritzpistole sorgt für eine gleichmäßige Vorschubgeschwindigkeit. Man erwartet hierdurch eine weitere Verbesserung der Durchmischung. Übt der Anwender der manuellen Statikmischung hohe Kraft auf die Pistole aus, wird das Material entsprechend schnell durch die Mischdüse gepresst. Bei der elektrisch betriebenen Statikmischung wird eine gleich bleibende Kraft ausgeübt. Das Material wird gleichmäßig durch die Mischdüse gepresst. Nachteilig auf die direkte Materialapplikation an den abzuformenden Zähnen wirkt sich die unhandliche Größe und Schwere dieses Gerätes aus. Mit dem manuell oder elektrisch betriebenen Statikmischer werden dünnfließende oder mittelfließende Materialien angemischt (Abb. 4.4).



Abbildung 4.4: Elektrisch betriebener Statikmischer

4.2.4 Pentamix Statikmischer, Fa. ESPE

Das Pentamix-Gerät ist ebenfalls ein elektrisch betriebener Statikmischer, der über ein Doppelkammerkartuschensystem verfügt. Hiermit lassen sich sowohl zähfließende als auch dünnfließende Materialien anmischen. Die Mischdüse ist so gestaltet, dass man eine Materialträgerspritze für die dünnfließenden Materialien problemlos und sauber aufsetzen kann. Das Pentamix-Gerät hat sich am Markt weitgehend durchgesetzt. Es ist für alle Viskositäten einsetzbar und man kann mit gleichbleibender Vorschubgeschwindigkeit, exakter Dosierung und optimaler Mischung das Abformmaterial leicht und sauber anmischen (Abb. 4.5)



Abbildung 4.5: Pentamix, Fa. ESPE

4.3 Zugprüfung, Zugprüfmaschine

Die mechanische Werkstoffprüfung dient unter Verwendung standardisierter Prüfverfahren der Ermittlung von Kennwerten. Als Kennwerte für elastomere Abformmaterialien dienen Verformungsrest, Härte und Bruchkraft, die als maximale Reißkraft unmittelbar vor dem Zerreißen ermittelt wird. Dabei ist zu beachten, dass Kennwerte nicht alleine die mechanischen Eigenschaften widerspiegeln. Sie hängen von Art und Dauer der Beanspruchung, Form und Größe des Prüfkörpers sowie den äußeren Einflüssen einschließlich der Temperatur und von der verwendeten Prüfmaschine ab [11,47]. Art und Dauer der Beanspruchung wird durch die gleich bleibende Vorschubgeschwindigkeit von 20mm/min, bzw. 400mm/min vorgegeben. Form und Größe des Prüfkörpers ist bei allen durchgeführten Versuchen gleich. Der verwendete Prüfkörper wird in 4.2 genau beschrieben. Der Zugversuch wird mittels Universalprüfmaschine 1454, Fa. Zwick, nach DIN 50145 durchgeführt. Dabei werden die Prüfkörper so in die Zugprüfmaschine eingespannt, dass die beiden auf

20 mm verbreiterten Kopfenden des Prüfkörpers von den massiven Klemmbacken der Zugprüfmaschine oben und unten vollständig gefasst sind. Nach dem Startvorgang wird der Prüfkörper mit der jeweils eingestellten Zuggeschwindigkeit kontinuierlich und gleichmäßig auseinander gezogen. Diese Bewegung erfolgt monodirektional gleichmäßig. Die Klemmbacken werden über einen Spindelantrieb durch Transversalverschiebung von einander weg bewegt (Abb.4.6 bis 4.9). Bei gleichbleibender Längenänderung pro Zeit (Geschwindigkeit) wird die entsprechende nicht gleichmäßige Kraftänderung in einem Diagramm, auf einem sogenannten X,Y-Schreiber aufgezeichnet (Probentotalverlängerung ΔL auf der X-Achse, ansteigende Kraft F auf der Y-Achse). Die Bruchkraft (Newton) wird als ermittelter Kennwert für die Reißfestigkeit festgehalten. Die Längenänderung pro Zeit wird durch Aufzeichnung des Maschinenweges des beweglichen Querhauptes und der eingestellten Reißgeschwindigkeit bestimmt. Die entsprechenden Kräfte werden mit einem Feindehnungsmesser ermittelt und aufgezeichnet.

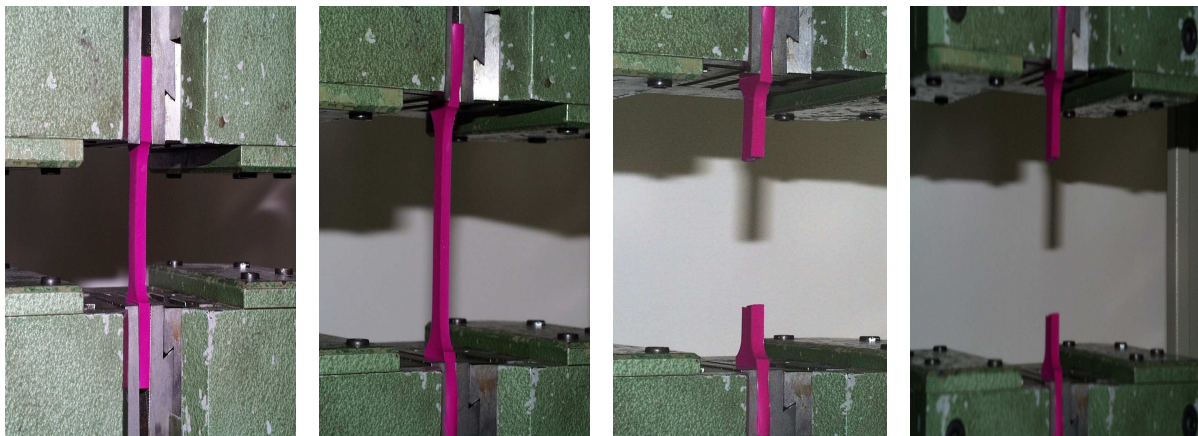


Abbildung 4.6 bis 4.9: Bildabfolge der Reißfestigkeitsprüfung mit eingespanntem Prüfkörper

4.4 Studiendesign

In einer dreiteiligen In-Vitro Untersuchung soll gezeigt werden, in wie weit verschiedene Bedingungen Einfluss nehmen auf die Reißfestigkeit der zu untersuchenden Abformmaterialien. Anhand des Zugversuchs werden in dieser Arbeit verschiedene Abformmaterialien auf ihr Reißverhalten überprüft. Signifikante Unterschiede der Reißfestigkeit verschiedener Silikonabformmaterialien könnten als mögliches Qualitätsmerkmal heran gezogen werden (erster Teil der Studie).

Einige der untersuchten Materialien lassen sich auf verschiedene Weise anmischen. Im zweiten Teil dieser Studie soll herausgefunden werden, ob die Auswahl eines bestimmten Anmischverfahren eines Materials Einfluss auf ihre Reißfestigkeit nimmt (zweiter Teil der Studie).

In der Literatur wurden einige Abformmaterialien in Bezug auf Druckverformung und Druckverformungsreste vergleichend untersucht (siehe Kapitel 2). Hierbei überprüfte man auch in wie weit die Einwirkungsdauer der Kräfte eine Rolle spielt. Signifikante Unterschiede bei Druckverformung und Druckverformungsrest führte zu der Empfehlung, die Dauer der einwirkenden Kräfte so kurz wie möglich zu gestalten, d. h. die Abformung möglichst mit einem Ruck, zügig zu entfernen. In dieser Arbeit wird daher überprüft, in wie weit diese Empfehlung ihre Gültigkeit auch in Bezug auf höhere Reißfestigkeit hat. Führt eine zügige Entformung und der damit verbundenen schnelleren Dehnung eines Abformmaterials zu höherer Reißfestigkeit (dritter Teil der Studie)?

4.4.1 Zugversuch

Für acht verschiedene zähfließende und siebenundzwanzig verschiedene dünn- bis mittelfließende Materialien wird die maximale Zugbelastung bei Zerreißung von jeweils 10 Prüfkörpern je geprüftes Material ermittelt (Tabelle 4.1 und 4.2). Die Prüfgeschwindigkeit wird mit 20 mm/min festgelegt. Zähfließende Materialien werden

bei der heute üblichen Korrekturabformung als Erstabformmaterial (Vorabdruck) oder bei Doppelmisch- bzw. Sandwichtechnik als Grundmaterial verwendet. Dünn- bis mittelfließende Materialien dienen als zweite Phase (Korrekturphase). Die dünn- bis mittelfließenden Materialien können auch bei der Einphasenabformtechnik ihre Anwendung finden (siehe 3.1.1). Während dünn- bis mittelfließende Materialien äußerst hohe Anforderungen bezüglich ihrer Abformgenauigkeit erfüllen müssen, ist dies bei zähfließenden Materialien weniger erforderlich. Der erste Teil der Studie wird daher in zwei Gruppen gegliedert:

1. Gruppe der zähfließenden Materialien

Silaplast	Handmischung	K
Optosil comfort putty soft	Handmischung	K
Silagum AV putty soft	Handmischung	A
Panasil putty soft	Handmischung	A
Permagum putty soft	Handmischung	A
Dimension putty soft	Handmischung	A
Dimension putty soft	Handmischung	A
Express Penta Putty	Pentamix	A

Tabelle 4.1

A = additionsvernetzendes Silikon

K = kondensationsvernetzendes Silikon

2. Gruppe der dünn- bis mittelfließenden Materialien

Silasoft S	Handmischung	K
Silasoft N	Handmischung	K
Xantopren L	Handmischung	K
Xantopren VL	Handmischung	K
Xantopren H	Handmischung	K
Xantopren comfort light	Statikmischung	K
Xantopren comfort medium	Statikmischung	K
Permagum Garant L	Statikmischung	A
Dimension Garant L	Statikmischung	A
Express Garant Ultra Light	Statikmischung	A
Imprint Garant Light Body	Statikmischung	A
Imprint Garant Regular Body	Statikmischung	A
Impregum Penta Soft	Pentamix	A
Impregum Garant L Duo Soft	Statikmischung	A
P 2 Monophase	Pentamix	A
P 2 Light Body	Statikmischung	A
Flexitime Monophase	Statikmischung	A
Flexitime Correct Flow	Statikmischung	A
Provil novo light CD	Statikmischung	A
Panasil contact plus	Statikmischung	A
Silagum Automix light	Statikmischung	A
Fusion Monophase	Statikmischung	A
Fusion Light Body Type	Statikmischung	A
Aquasil Monophase	Pentamix	A
Aquasil Ultra LV	Statikmischung	A
Aquasil Ultra XLV	Statikmischung	A

Tabelle 4.2

4.4.2 Zugversuch unter Berücksichtigung der Anmischung

Im zweiten Teil der Studie ist die Frage zu klären, in wie weit die ausgewählten Anmischverfahren auf die Reißfestigkeit eines Materials Einfluss nehmen. Es können nur die Materialien herangezogen werden, die auf verschiedene Weise anmischbar sind. Von keinem der zu prüfenden Materialien sind für alle vier Mischmethoden analoge Handelsformen erhältlich.

Die zähfließenden Erstabformungsmaterialien Silagum AV putty/ AV Mixstar, sowie Dimension putty soft/ Penta H sind sowohl von Hand als auch mittels Pentamix-Gerät (Fa. ESPE) mischbar.

Die dünnfließenden Materialien Permagum, Silagum, Provil novo light sind durch Handmischung (zwei Tuben) sowie durch manuelle und elektrische Statikmischung (kleinkammeriges Kartuschensystem) mischbar.

Panasil contact plus ist nur als kleinkammeriges Kartuschensystem erhältlich. Neben der manuellen und elektrischen Statikmischung kann die Handmischvariante für dieses Material nicht überprüft werden.

Auch das Material Dimension L ist nicht in Tubenform für die Handmischung erhältlich. Hierbei steht aber neben dem kleinkammerigen Kartuschensystem für die manuelle und elektrische Statikmischung ein großkammeriges Kartuschensystem für das Pentamix- Gerät (Fa. ESPE) zur Verfügung.

Die entsprechenden Anmischverfahren sind unter 4.2.1 bis 4.2.4 genau beschrieben. In diesem Teil der Studie ist die Reißgeschwindigkeit, wie auch im ersten Teil der Untersuchung konstant mit 20 mm/min. festgelegt. Die Tabellen 4.3 bis 4.6 stellen die Materialien der zweiten Versuchsreihe vor:

Handmischung - Pentamix

zähfließend	MATERIAL	MISCHUNG	
	Silagum AV putty soft	Handmischung	A
	Silagum Mixstar putty	Pentamix	A
	Dimension putty soft	Handmischung	A
	Dimension Penta H	Pentamix	A

Tabelle 4.3

A = Additionsvernetzendes Silikon

Handmischung – Statikmischung – elektrische Statikmischung

dünnfließend	MATERIAL	MISCHUNG	
	Silagum AV light	Handmischung	A
	Silagum Automix light	Statikmischung	A
	Silagum Automix light	elektr. Statikm.	A
	Permagem light	Handmischung	A
	Permagem Garant L	Statikmischung	A
	Permagem Garant L	elektr. Statikm.	A
	Provil NOVO light	Handmischung	A
	Provil NOVO light CD	Statikmischung	A
	Provil NOVO light CD	elektr. Statikm.	A

Tabelle 4.4

A = Additionsvernetzendes Silikon

Statikmischung – elektrische Statikmischung

dünnfließend	MATERIAL	MISCHUNG	
	Panasil contact plus	Statikmischung	A
	Panasil contact plus	elektr. Statikm.	A

Tabelle 4.5

A = Additionsvernetzendes Silikon

Statikmischung – elektrische Statikmischung – Pentamix-Gerät

dünnfließend	MATERIAL	MISCHUNG	
	Dimension Garant L	Statikmischung	A
	Dimension Garant L	elektr. Statikm.	A
	Dimension Penta L	Pentamix	A

Tabelle 4.6

A = Additionsvernetzendes Silikon

4.4.3 Zugversuch unter Berücksichtigung der Reißgeschwindigkeit

Drei verschiedene Materialien werden mit deutlich unterschiedlichen Reißgeschwindigkeiten überprüft. Die Ausgangsreißgeschwindigkeit von 20 mm/min wird bei der Vergleichsgruppe auf die maximal mögliche Reißgeschwindigkeit von 400 mm/min angehoben. Diese maximal einstellbare Geschwindigkeit entspricht 6,6 mm/s. Innerhalb der Messlänge eines Prüfkörpers beträgt die Dehnungsgeschwindigkeit mindestens 8% Dehnung pro Sekunde. Tabelle 4.7 stellt die ausgewählten Materialien dar.

Geschwindigkeitsvergleich

	MATERIAL	Geschwindigkeit	
	Dimension Garant L	20 mm/min	A
	Manuelle Statikmischung	400 mm/min	
	Permagum putty soft	20 mm/min	A
	Handmischung	400 mm/min	
	Provil novo light CD	20 mm/min	A
	Manuelle Statikmischung	400 mm/min	

Tabelle 4.7

A = Additionsvernetzendes Silikon

4.4.4 Fallzahlplanung

Für jede Prüfreihe werden je zehn Prüfkörper hergestellt. Es werden jeweils zehn Prüfkörper je Material, Anmischungsvariante und Reißgeschwindigkeitsvariante geprüft. In Anlehnung an andere Werkstoffprüfungen dieser Art ($5 \leq N \leq 10$) wird die Fallzahl $N=10$ gewählt.

4.5 Statistik

Das Studiendesign dieser in-vitro Untersuchung entspricht bezüglich Material und Anmischvarianten einer vollständig faktoriellen Studie. Für die statistische Analyse der ermittelten Reißfestigkeitswerte werden die üblichen Verfahren zur Berechnung des Medianwertes, des interquartilen Bereichs und der Standardabweichung herangezogen. Die Auswertung des Datenmaterials erfolgt an Personal- Computern mittels SPSS® für Windows [42].

Für eine Varianzanalyse gilt die Voraussetzung, dass die ermittelten Werte zumindest näherungsweise normal verteilt sind. Ferner bedarf es der Varianzgleichheit für alle Materialien und Prüfbedingungen. Aufgrund der Ergebnisse der deskriptiven Statistik erscheint diese Annahme jedoch fraglich. Ein herkömmlicher Test zur Überprüfung einer Normalverteilung hat bei der ausgewählten Fallzahl ($N=10$) nur eine geringe Schärfe, Abweichungen einer Hypothese zu erkennen. Deshalb werden Rangtests durchgeführt, die weder Normalverteilung noch Varianzhomogenität voraussetzen [25].

Zur Überprüfung der Gleichheit der Mediane innerhalb einer Materialgruppe wird der Kruskal-Wallis-H Test durchgeführt. Nach signifikanter Feststellung der Ungleichheit der Mediane erfolgte multiples Testen durch Vergleichsteste zweier Materialien paarweise (exakter Wilcoxon-Mann-Whitney-U Test).

Multiples Testen hat allerdings zur Folge, dass die Wahrscheinlichkeit, überprüfte Hypothesen mindestens einmal fälschlicherweise abzulehnen, drastisch ansteigt. Bei der Auswertung und Analyse der Reißfestigkeitswerte wurde dieses Problem mittels Bonferroni- Korrektur für das multiple Signifikanzniveau berücksichtigt [25].

5 Ergebnisse

Die ermittelten Reißfestigkeitswerte wurden als maximale Bruchkraft in Newton (N) ausgeworfen. Um den Bezug zum Prüfkörperquerschnitt herzustellen, war es erforderlich diese Werte entsprechend umzurechnen. Hierbei gilt es, die gemessenen Werte in Abhängigkeit zum Ausgangsquerschnitt des Prüfkörpers zu setzen (siehe 2.3.3 Zugfestigkeit). Die Fläche des Prüfkörperquerschnitts im Zerreißbereich beträgt 54 mm², sodass alle Reißfestigkeitswerte durch diesen Zahlenwert zu teilen waren. Die ermittelten Reißfestigkeitswerte (N/mm²) sind mit der entsprechenden explorativen Datenanalyse tabellarisch festgehalten.

Zur grafischen Darstellung wurden Boxplots verwendet. Hierbei kennzeichnet der rot unterlegte Bereich 50% aller gemessenen Reißfestigkeitswerte innerhalb einer Prüfreihe (N=10). In diesem interquartilen Bereich liegen die mediannahen Werte. Der Medianwert wird durch einen Querbalken gekennzeichnet. Der Median beschreibt die geometrische Mitte einer aufsteigend angeordneten Zahlenreihe. Die Minimum- bzw. Maximumwerte sind durch entsprechende Linien nach oben und unten dargestellt [25].

5.1 Reißfestigkeit der Silikonabformmaterialien

Die Abformmaterialien lassen sich in zwei Gruppen aufteilen. Zum Einen in die Gruppe der zähfließenden, zum Anderen in die Gruppe der dünn- bis mittelfließenden Abformmaterialien. Die dünn- bis mittelfließenden Materialien lassen sich in zwei weitere Gruppen aufteilen:

- a) Ausschließlich von Hand mischbaren Materialien
- b) Statikgemischten Materialien

5.1.1 Zähfließende Materialien

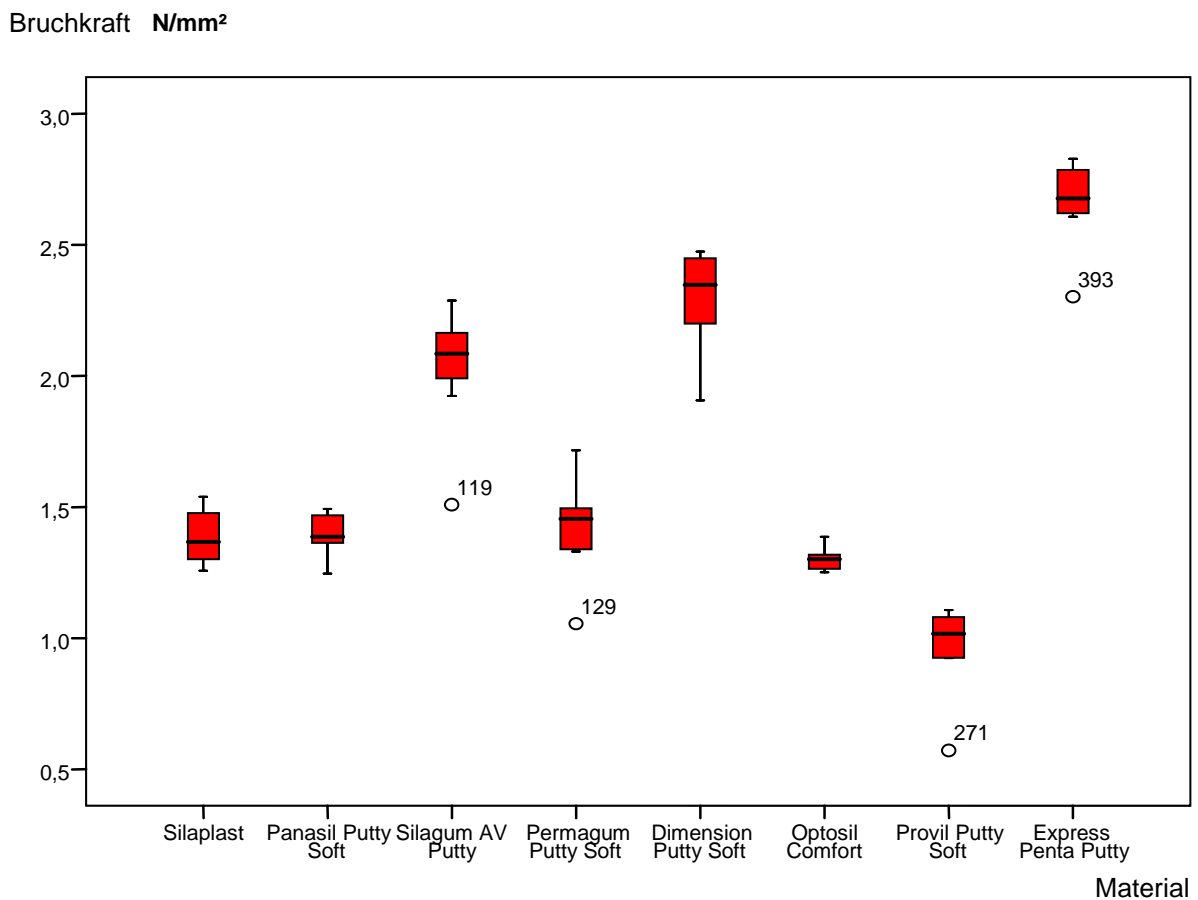


Abbildung 5.1: Boxplot zähfließende Materialien

Die Reißfestigkeitsprüfung der zähfließenden Erstabformmaterialien ergaben Werte zwischen $2,83 \text{ N/mm}^2$ (Express Penta Putty) und $0,57 \text{ N/mm}^2$ (Provil Putty Soft) .

Provil Putty Soft weist die geringsten Reißfestigkeitswerte von **$0,57$ bis $1,11 \text{ N/mm}^2$** auf.

Die Materialien **Silaplast**, **Panasil Putty Soft**, **Permagem Putty Soft**, und **Optosil comfort** zeigen ein ähnliches Reißfestigkeitsverhalten. Ihre Werte reichen von **$1,25$ bis $1,72 \text{ N/mm}^2$** .

Dimension Putty Soft, Express Penta Putty und Silagum AV putty soft erweisen sich als reißfester mit Werten von $1,91$ bis $2,83 \text{ N/mm}^2$.

	Silapl	Panas	Silag	Perma	Dimen	Opto	Provil	Expr
Silapl	X	0,739	0,000	0,280	0,000	0,043	0,000	0,000
Panas		X	0,000	0,393	0,000	0,007	0,000	0,000
Silag			X	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000
Perma				X	0,000	0,007	0,000	0,000
Dimen					X	0,000	0,000	0,000
Opto						X	0,000	0,000
Provil							X	0,000
Expr								X

Signifikanzgrenze nach Bonferroni-Korrektur: $p < 0,002$

5.1.2 Dünn- bis mittelfließende handgemischte Materialien

Bruchkraft **N/mm²**

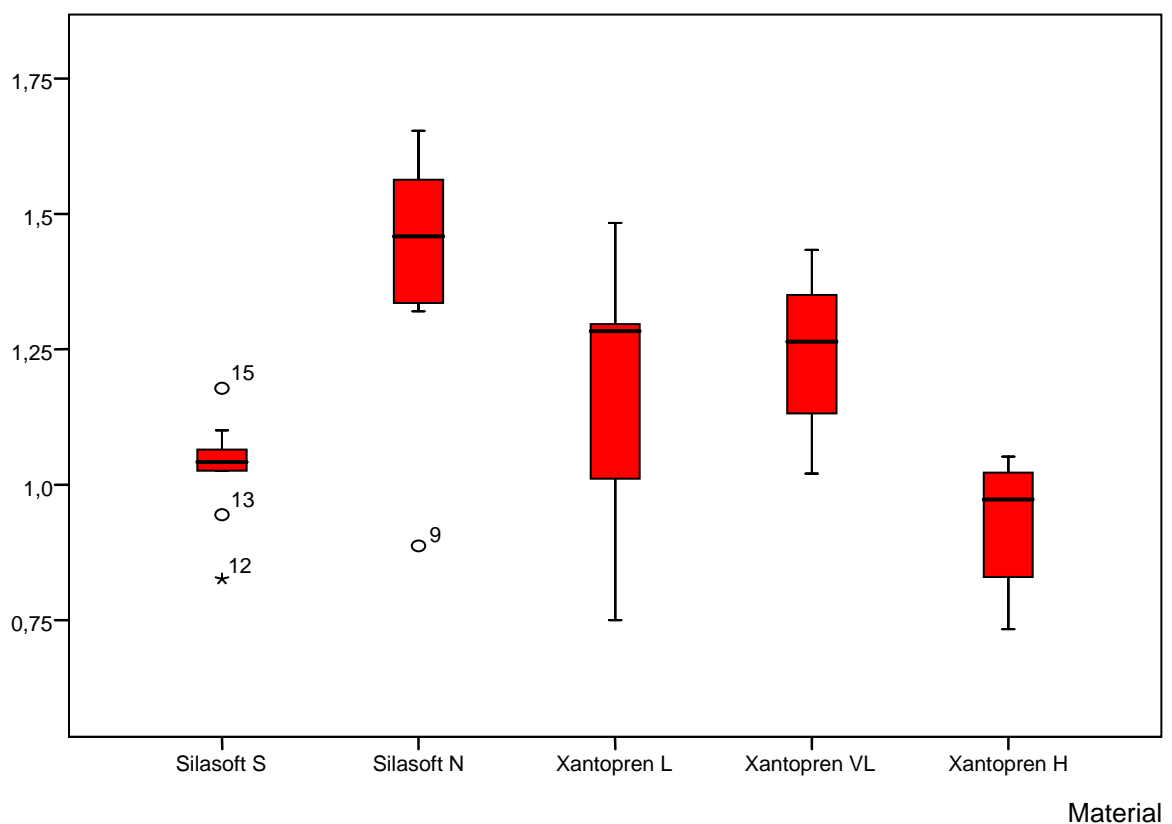


Abbildung 5.2: Boxplot dünn -bis mittelfließende, handgemischte Materialien

Die Reißfestigkeitsprüfung der dünn- bis mittelfließenden, handgemischten Erstabformmaterialien ergaben Werte zwischen 1,66 N/mm² (Silasoft N) und 0,73 N/mm² (Xantopren H). Ihre Werte unterscheiden sich geringfügig. Während **Silasoft S**, **Xantopren L** und **VL** nur geringe Reißfestigkeitsunterschiede aufweisen, liegen die Werte für **Silasoft N** etwas höher mit Werten von **0,89 bis 1,65 N/mm²**. **Xantopren H** zeigt eine etwas niedrigere Reißfestigkeit mit Werten von **0,73 bis 1,05 N/mm²**.

	Silasoft S	Silasoft N	Xanto L	Xanto VL	Xanto H
Silasoft S	X	0,001	0,105	0,005	0,029
Silasoft N		X	0,003	0,029	0,000
Xanto L			X	0,796	0,029
Xanto VL				X	0,000
Xanto H					X

Signifikanzgrenze nach Bonferroni-Korrektur: $p < 0,005$

5.1.3 Dünn- bis mittelfließende statikgemischte Materialien

Bruchkraft N/mm²

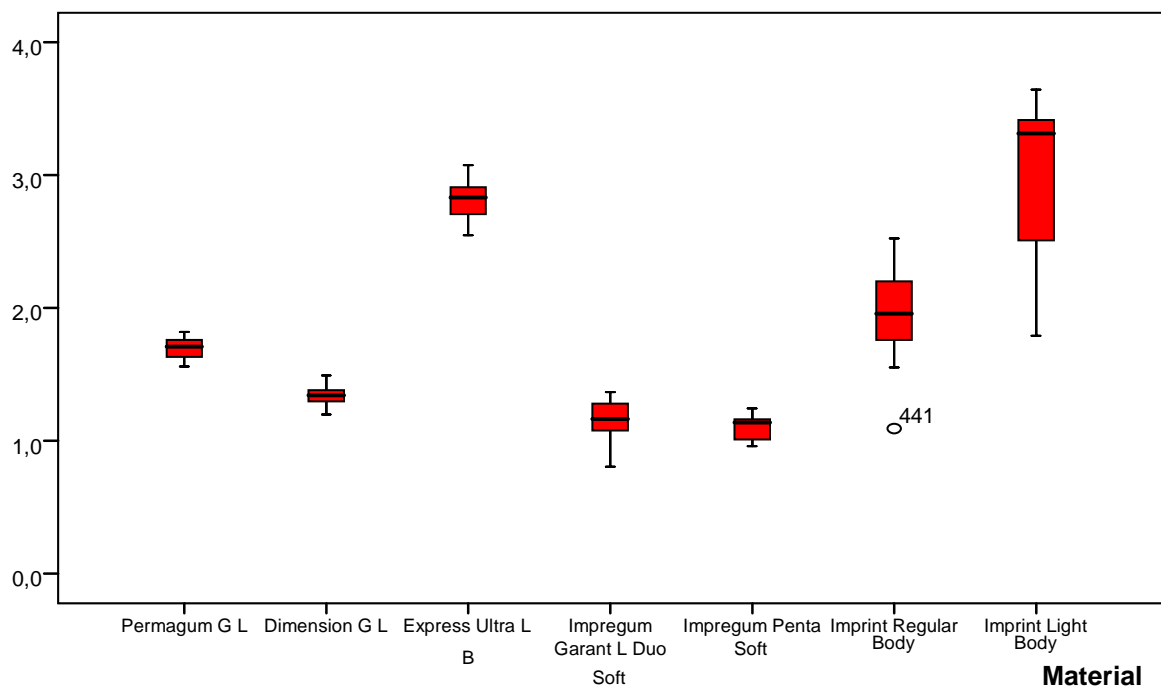


Abbildung 5.3: Boxplot dünn- bis mittelfließende, statikgemischte Materialien

Bruchkraft N/mm^2

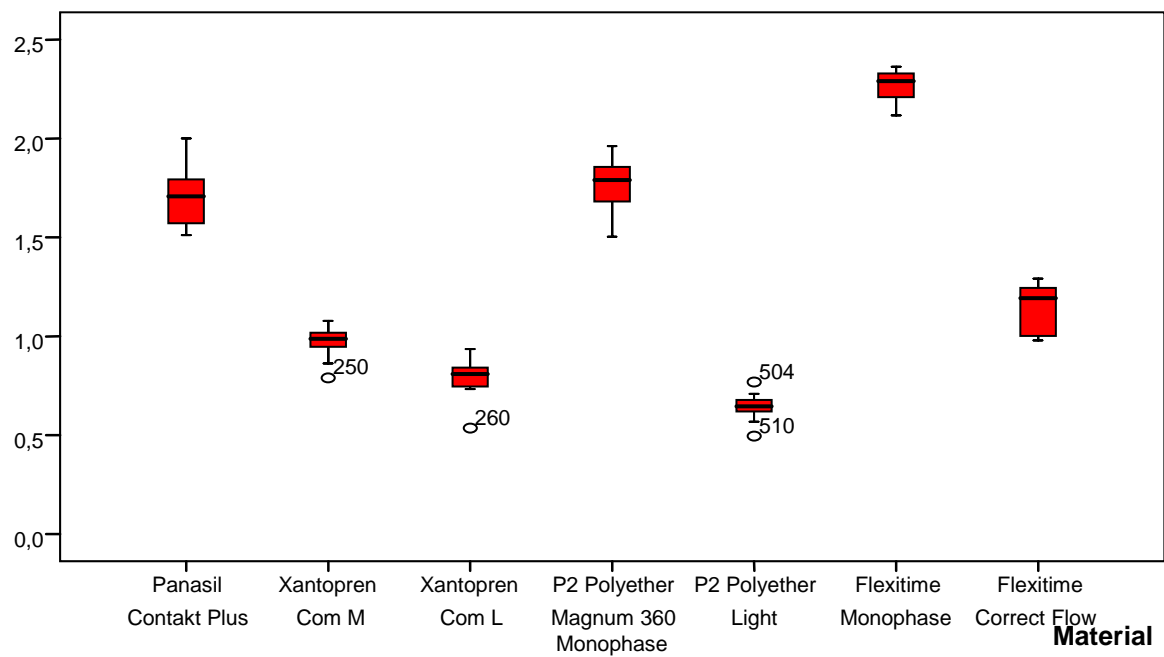


Abbildung 5.4: Boxplot dünn- bis mittelfließende, statikgemischte Materialien

Bruchkraft N/mm^2

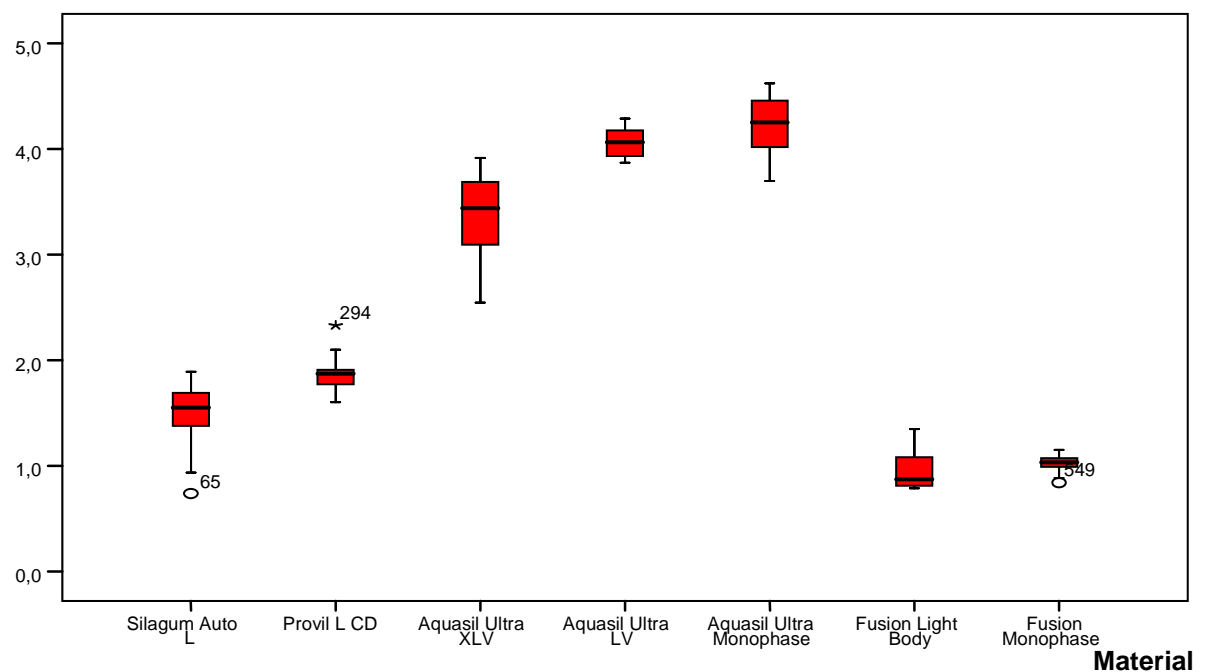


Abbildung 5.5: Boxplot dünn- bis mittelfließende, statikgemischte Materialien

Es werden einundzwanzig dünn- bis mittelfließende statikgemischte Materialien vergleichend betrachtet:

Die Materialien Xantopren Comfort M und L, P2 Polyether Light, Flexitime correct flow, Impregum Penta Soft und Garant L Duo Soft, Dimension Garant L sowie Fusion Light Body und Fusion Monophase erweisen sich in dieser Gruppe als weniger reißfest. Ihre Werte reichen von **0,50 N/mm²** (P2 Polyether Light) bis **1,49 N/mm²** (Dimension Garant L).

Als etwas reißfester erweisen sich die Materialien Permagem Garant L, Imprint Regular Body, Panasil kontakt plus, P2 Polyether Monophase, Flexitime Monophase, Silagum Auto L sowie Provil L C.D.. Ihre Werte reichen von **0,74 N/mm²** (Silagum Auto L) bis **2,52 N/mm²** (Imprint Regular Body).

Die Materialien Aquasil Ultra XLV und LV, Aquasil Ultra Monophase, Express Ultra Light Body sowie Imprint Light Body erweisen sich in der Gruppe dünn- bis mittelfließenden, statikgemischten Abformmaterialien als die reißfestesten. Ihre Werte reichen von **1,79 N/mm²** (Imprint Light Body) bis zu **4,62 N/mm²** (Aquasil Ultra Monophase).

Es zeigt sich im Vergleich zu den handgemischten Materialien, dass die Streuung der Werte bei den meisten statikgemischten Materialien geringer ausfällt (Standardabweichung etwa um 0,15). Eine Ausnahme bilden die Materialien Imprint Light Body sowie Silagum Auto L mit einer zu den handgemischten Materialien, vergleichbaren Streuung (Standardabweichung etwa um 0,4).

Zur Darstellung der statistischen Auswertung der einundzwanzig dünn- bis mittelfließenden, statikgemischten Silikonabformmaterialien kommt eine Kreuztabelle zur Anwendung. Den Zahlen eins bis einundzwanzig wird jeweils ein Material zugeordnet. Die entsprechende Materialzuordnung kann man weiter unten entnehmen. In der Kreuztabelle sind die Signifikanzen mit **S** gekennzeichnet.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
1	X	s	s	s	s		s		s	s		s	s	s			s	s	s	s	s
2		X	s		s		s	s	s	s	s	s	s			s	s	s	s	s	s
3			X	s	s	s		s	s	s	s	s	s	s	s	s		s	s	s	s
4				X			s	s		s	s	s	s			s	s	s	s		
5					X		s	s		s	s	s	s			s	s	s	s		
6						X			s	s		s					s	s	s	s	s
7							X	s	s	s	s	s		s	s	s		s	s	s	s
8								X	s	s		s	s	s			s	s	s	s	s
9									X		s	s	s			s	s	s	s		s
10										X	s		s	s		s	s	s	s		s
11											X	s	s	s			s	s	s	s	s
12												X	s	s	s	s	s	s	s	s	s
13													X	s	s		s	s	s	s	s
14														X		s	s	s	s		
15															X		s	s	s		
16																X	s	s	s	s	s
17																	X	s	s	s	s
18																		X		s	s
19																			X	s	s
20																				X	
21																					X

1 = Permagum Garant L
 2 = Dimension Garant L
 3 = Express Ultra Light Body
 4 = Impregum Garant L Duo Soft
 5 = Impregum Penta Soft
 6 = Imprint Regular Body
 7 = Imprint Light Body
 8 = Panasil Kontakt Plus
 9 = Xantoprem Comfort M
 10 = Xantopren Comfort L

11 = P2 Polyether Magnum 360 Mono
 12 = P2 Polyether Light
 13 = Flexitime Monophase
 14 = Flexitime Correct Flow
 15 = Silagum Auto L
 16 = Provil Light C.D.
 17 = Aquasil Ultra XLV
 18 = Aquasil Ultra LV
 19 = Aquasil Ultra Monophase
 20 = Fusion Light Body
 21 = Fusion Monophase

Signifikanzgrenze nach Bonferroni- Korrektur: $p < 0,00024$

S = signifikant

5.2 Reißfestigkeit unter Berücksichtigung der Art der Anmischung

Vier verschiedene Anmischverfahren konnten überprüft werden, wobei kein Material für alle vier Anmischverfahren zur Verfügung stand (siehe auch 4.4.2). Entsprechend der Herstellervorgaben sind die untersuchten Materialien Silagum L, Permagum L und Provil L und als Tuben- oder Pastenmaterial für die Handmischung und in Kartuschensystemen für die manuelle bzw. elektrische Statikmischung erhältlich.

Panasil contact plus ist nur in Kartuschenform für die manuelle bzw. elektrische Statikmischung erhältlich. Auch Dimension L ist ausschließlich in Kartuschensystemen erhältlich. Hier bietet der Hersteller entweder ein kleinkammeriges Kartuschensystem (Garant L) für die manuelle bzw. elektrische Statikmischung oder ein großkammeriges Kartuschensystem (Penta L) für das Pentamix- Gerät an.

Die zähfließenden Materialien der Silagum- und Dimensionreihe können durch Handmischung (Putty Soft) oder durch das großkammerige Kartuschensystem mittels Pentamix (Fa. ESPE) angemischt werden.

5.2.1 Reißfestigkeitswerte zwischen Handmischung und Pentamix

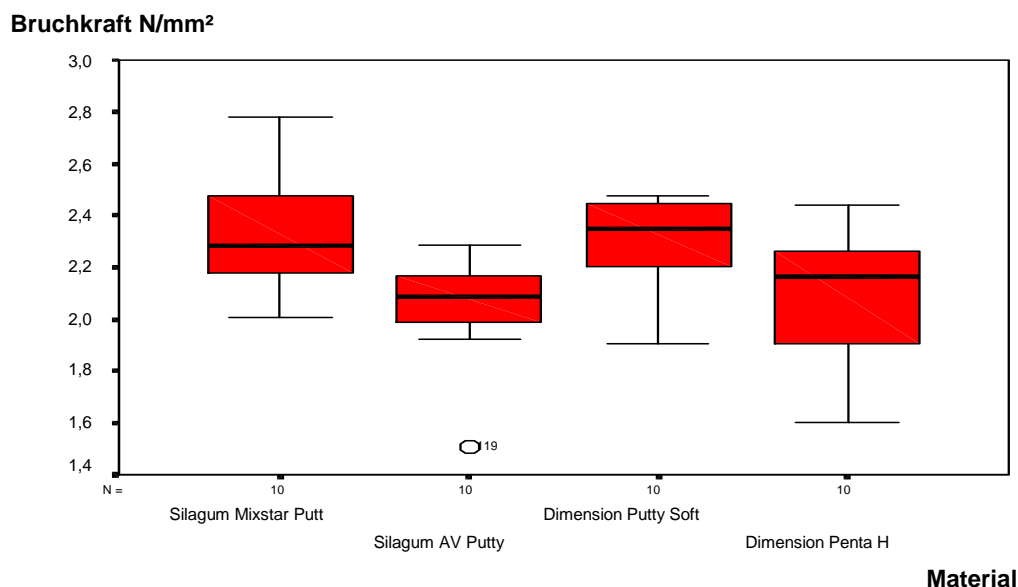


Abbildung 5.6: Boxplot Pentamix und Handmischung für Silagum und Dimension

Silagum Mixstar Putty Soft (Pentamix) erzielte Werte von **2,01 bis 2,78 N/mm²**. Sie fallen **höher** aus als für die handgemischte Vergleichsgruppe **Silagum AV Putty Soft** mit Werten von **1,51 bis 2,29 N/mm²**.

Für **Dimension Penta H** (Pentamix) wurden Werte von **1,16 bis 2,44 N/mm²** ermittelt. Sie zeigen ein ähnliches Reißverhalten wie ihre handgemischte Vergleichsgruppe **Dimension Putty Soft** mit Werten von **1,91 bis 2,47 N/mm²**.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Withney-U Test

Silagum AV putty soft zu Silagum Mixstar putty **0,015**

Dimension putty soft zu Dimension Penta H **0,430**

Signifikanzgrenze: $p < 0,05$

5.2.2 Reißfestigkeitswerte zwischen Handmischung, manuelle Statikmischung und elektrische Statikmischung

Silagum L

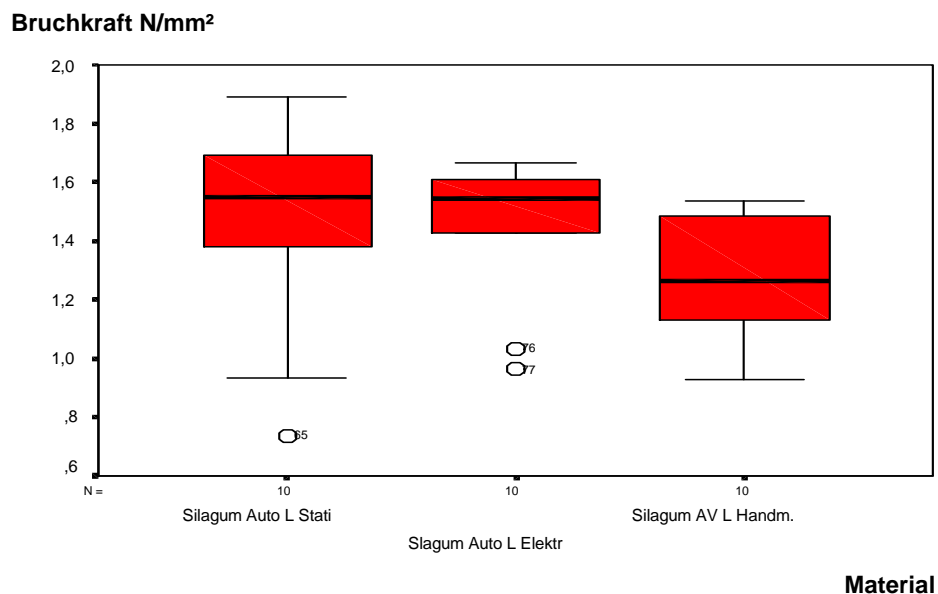


Abbildung 5.7: Boxplot Silagum L Handmischung, manuelle- und elektrische Statikmischung

Die Reißfestigkeitswerte für die **manuelle Statikmischung** reichen von **0,74 bis 1,89 N/mm²**. Sie weisen eine hohe Streuung auf. Der **Median** beträgt 1,55 N/mm². Der **Median** des **elektrisch statikgemischten Materials** unterscheidet sich nur unwesentlich und beträgt 1,54 N/mm². Die Werte für die elektrische Statikmischung reichen von **0,96 bis 1,66 N/mm²**.

Das **handgemischte** Silagum AV light weist Werte von **0,93 bis 1,54 N/mm²** und einen Median von 1,26 N/mm² auf.

Silagum light zeigt für keine der angewendeten Mischvarianten eine signifikant höhere Reißfestigkeit. Die Standardabweichung beträgt bei der Handmischung 0,36, bei der manuellen Statikmischung 0,23 und bei der elektrischen Statikmischung 0,25. Die Streuwerte fallen insgesamt höher aus, als bei den anderen Materialien. Tendenziell zeigt sich ein besseres Streuverhalten bei der Statikmischung.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Whitney-U Test, Silagum L

Handmischung zu manuelle Statikmischung **0,089**

Handmischung zu elektrischer Statikmischung **0,043**

Manuelle Statikmischung zu elektrischer Statikmischung **0,853**

Signifikanzgrenze: $p < 0,017$

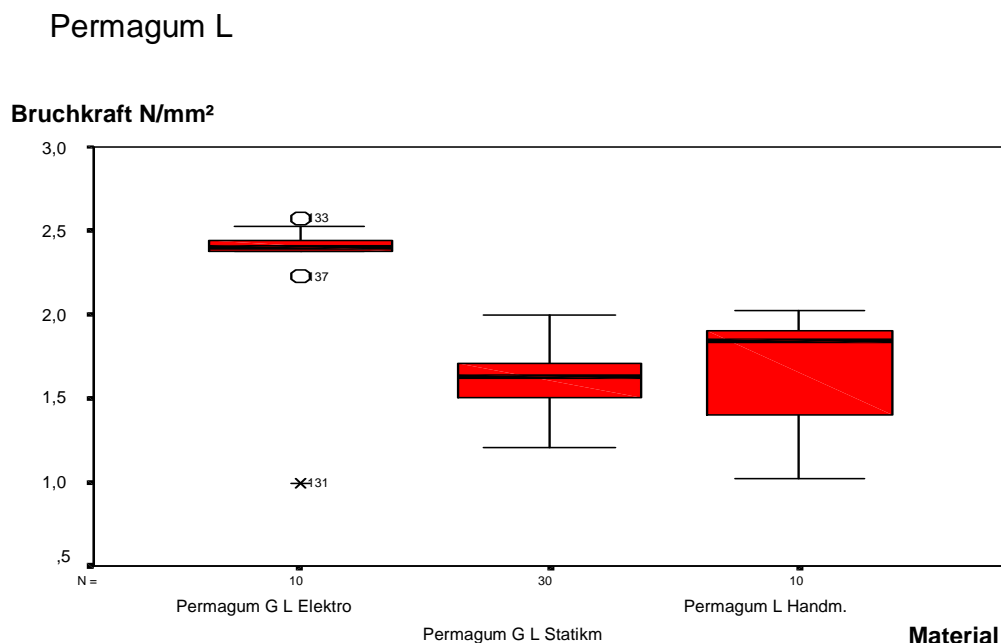


Abbildung 5.8: Boxplot Permagem L Handmischung, manuelle- und elektrische Statikmischung

Die Reißfestigkeitswerte für die **elektrische Statikmischung** reichen von **0,99 bis 2,58 N/mm²**. Der Median beträgt 2,40 N/mm².

Die **manuelle Statikmischung** mit Werten von **1,56 bis 1,82 N/mm²** und die **Handmischung** mit Werten von **1,02 bis 2,02 N/mm²** weisen etwa gleich hohe Medianwerte 1,71 N/mm² (manuelle Statikmischung) und 1,84 N/mm² (Handmischung) auf. Während sich manuelle Statikmischung und Handmischung kaum unterscheiden weist die elektrische Statikmischung höhere Reißfestigkeitswerte auf.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Withney-U Test, Permikum L

Handmischung zu manuelle Statikmischung **0,315**

Handmischung zu elektrischer Statikmischung **0,002**

Manuelle Statikmischung zu elektrischer Statikmischung **0,002**

Signifikanzgrenze: $p < 0,017$

Provil NOVO L

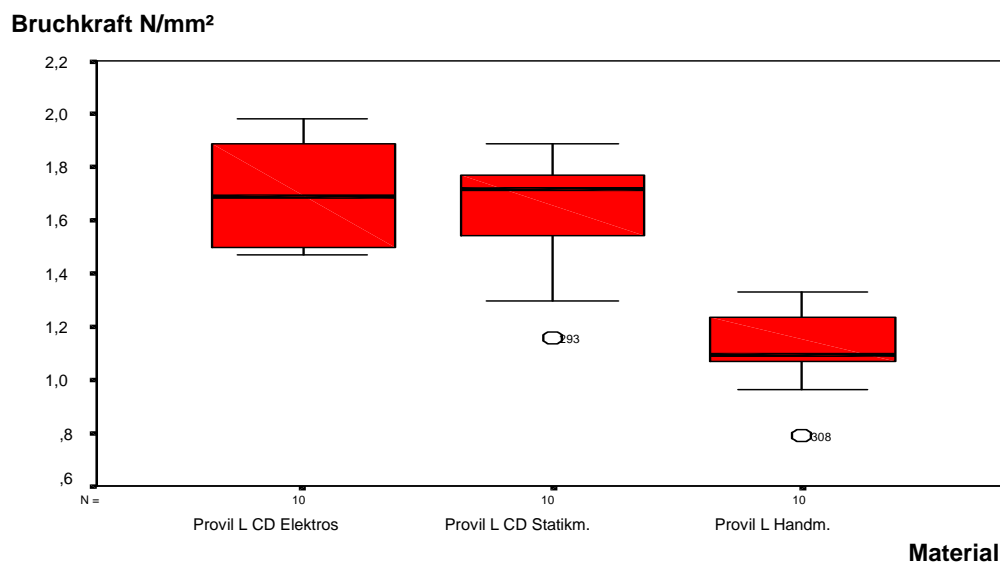


Abbildung 5.9: Boxplot Provil NOVO L Handmischung, manuelle- und elektrische Statikmischung

Die Reißfestigkeitswerte für die **elektrische Statikmischung** reichen von **1,47 bis 1,98 N/mm²**, der zugehörige Medianwert beträgt 1,69 N/mm².

Die Werte für die **manuelle Statikmischung** fallen geringfügig niedriger aus. Ihre Werte reichen von **1,16 bis 1,89 N/mm²** bei einem fast identischen Median von 1,72 N/mm².

Die **Handmischung** weist signifikant geringere Reißfestigkeitswerte von **0,78 bis 1,33 N/mm²** auf. Der Median beträgt 1,09 N/mm².

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Withney-U Test, Provil NOVO L

Handmischung zu manuelle Statikmischung **0,000**

Handmischung zu elektrischer Statikmischung **0,000**

Manuelle Statikmischung zu elektrischer Statikmischung **0,971**

Signifikanzgrenze: $p < 0,017$

5.2.3 Vergleich der Reißfestigkeitswerte zwischen manuelle Statikmischung und elektrische Statikmischung

Panasil contact plus

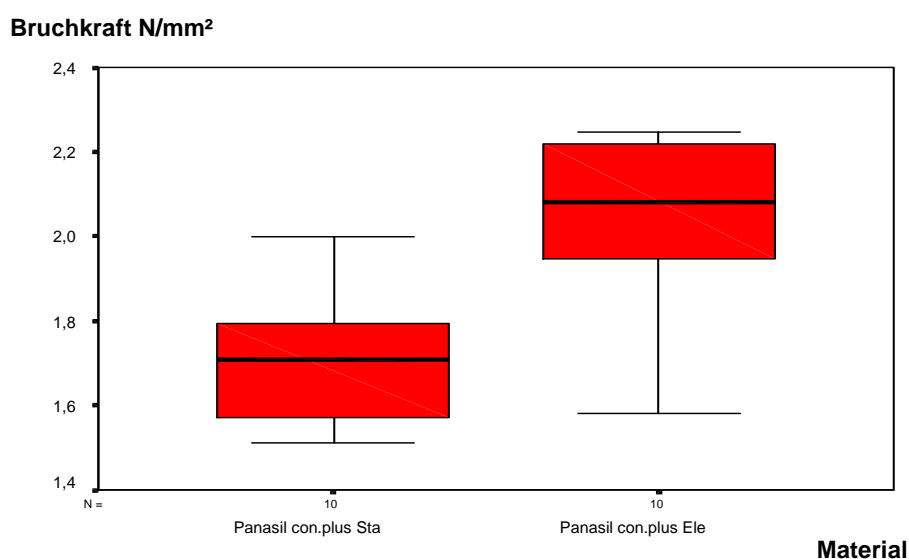


Abbildung 5.10: Boxplot Panasil contact plus manuelle- und elektr. Statikmischung

Die Reißfestigkeitswerte des **manuell statikgemischten** Panasil contact plus reichen von **1,51 bis 2,00 N/mm²**. Der ermittelte Medianwert mit 1,71 N/mm² liegt unter dem des **elektrisch statikgemischten** mit einem Medianwert von 2,08 N/mm². Für die **elektrische Statikmischung** konnten höhere Werte von **1,58 bis 2,25 N/mm²** ermittelt werden.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Withney-U Test, Panasil con. plus
Manuelle Statikmischung zu elektrischer Statikmischung **0,001**
Signifikanzgrenze: $p < 0,05$

5.2.4 Vergleich der Reißfestigkeitswerte zwischen Pentamix, manuelle und elektrische Statikmischung

Dimension L

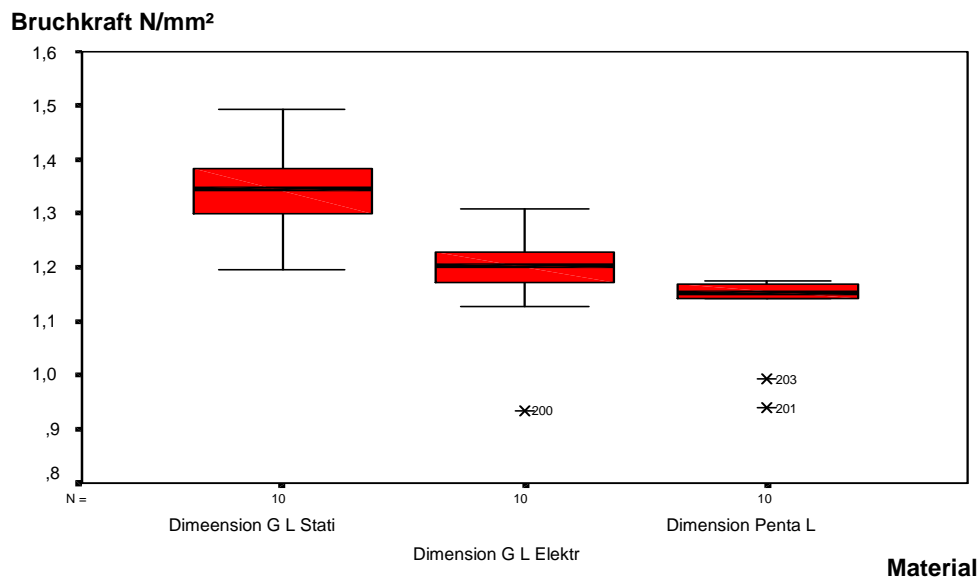


Abbildung 5.11: Boxplot Dimension L Pentamix, manuelle- und elektrische Statikmischung

Die Reißfestigkeitswerte für die **manuelle Statikmischung** reichen von **1,20 bis 1,49 N/mm²**. Sie weisen die höchste Streuung innerhalb dieser Gruppen auf. Der Median liegt bei 1,34 N/mm². Der Median für die elektrische Statikmischung beträgt 1,20 N/mm². Die Werte bei **elektrischer Statikmischung** reichen von **0,94 bis 1,31 N/mm²**.

Das **Dimension Penta L** unterscheidet sich in der Reißfestigkeit nur unwesentlich vom elektrisch statikgemischten Dimension Garant L mit Werten von **0,94 bis 1,18 N/mm²** und einen Median von 1,15 N/mm². Bei höherer Streuung weist die manuelle Statikmischung die höchste Reißfestigkeit auf.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Withney-U Test, Dimension L

Pentamix zu manuelle Statikmischung **0,000**

Pentamix zu elektrischer Statikmischung **0,023**

Manuelle Statikmischung zu elektrischer Statikmischung **0,003**

Signifikanzgrenze: $p < 0,017$

5.3 Reißfestigkeit bei unterschiedlicher Reißgeschwindigkeit (20 und 400 mm/min)

Die Materialien Dimension Garant L, Permagum Putty Soft und Provil NOVO L wurden einer weiteren Reißfestigkeitsprüfung mit einer zwanzigfach höheren Reißgeschwindigkeit unterzogen (siehe 4.4.3).

Dimension Garant L (manuelle Statikmischung)

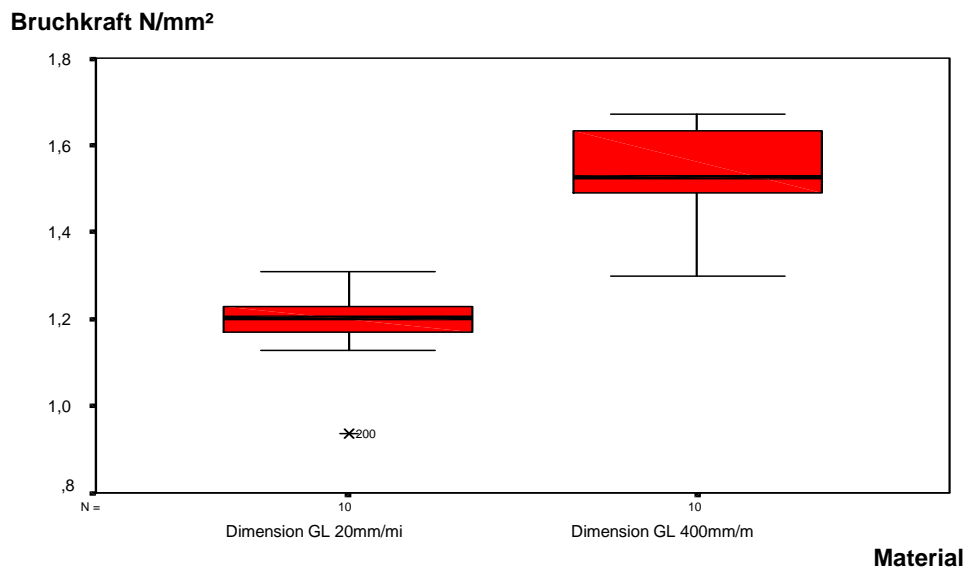


Abbildung 5.12: Boxplot Reißfestigkeitsvergleich bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten, Dimension Garant L

Die Reißfestigkeitswerte bei einer Reißgeschwindigkeit von **20 mm/min** reichen von **1,20 bis 1,49 N/mm²**. Der ermittelte Medianwert von 1,34 N/mm² liegt unter dem der mit 400 mm/min zerrissenen Gruppe mit einem Medianwert von 1,61 N/mm².

Bei einer Reißgeschwindigkeit von **400 mm/min** wurden Werte von **1,20 bis 2,00 N/mm²** ermittelt.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Whitney-U Test, Dimension G. L

Reißgeschwindigkeit 20 mm/min zu 400 mm/min **0,002**

Signifikanzgrenze: $p < 0,05$

Permagem putty soft (Handmischung)

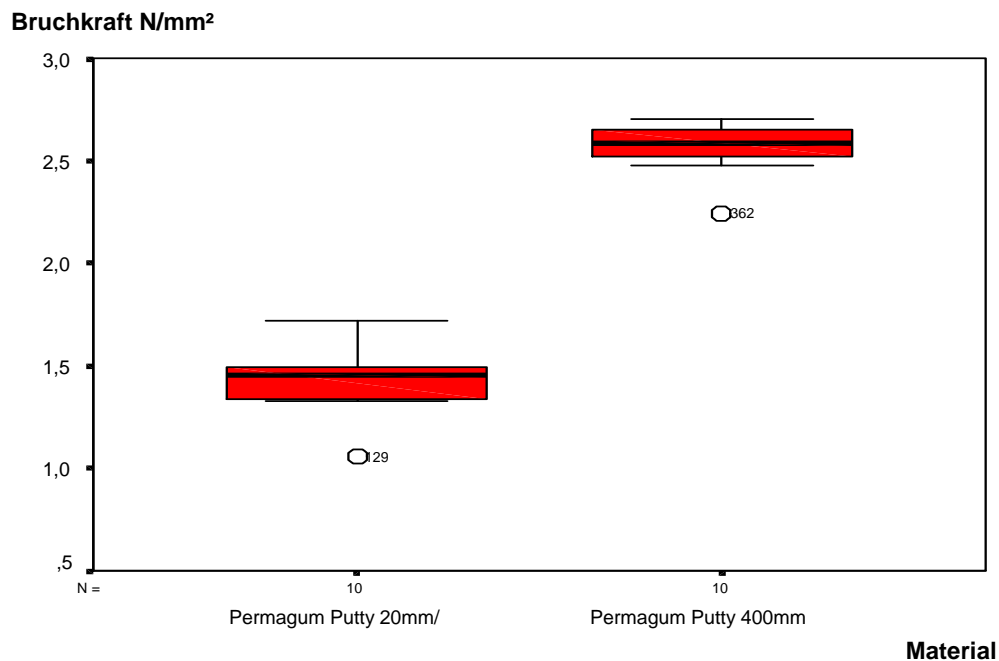


Abbildung 5.13: Boxplot Reißfestigkeitsvergleich bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten, Permagem putty soft

Permagem putty soft zeigte deutliche Reißfestigkeitsunterschiede bei Anwendung verschiedener Reißgeschwindigkeiten. Die mit **20 mm/min** getestete Gruppe erzielte einen Median von 1,45 N/mm². Die gemessenen Werte reichen von **1,06 bis 1,72 N/mm²**.

Bei der mit **400 mm/min** überprüften Vergleichsgruppe liegt der Median deutlich höher bei 2,59 N/mm². Die gemessenen Werte reichen von **2,24 bis 2,70 N/mm²**.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Whitney-U Test, Permagem p.s.

Reißgeschwindigkeit 20 mm/min zu 400 mm/min **0,000**

Signifikanzgrenze: $p < 0,05$

Provil NOVO L CD (manuelle Statikmischung)

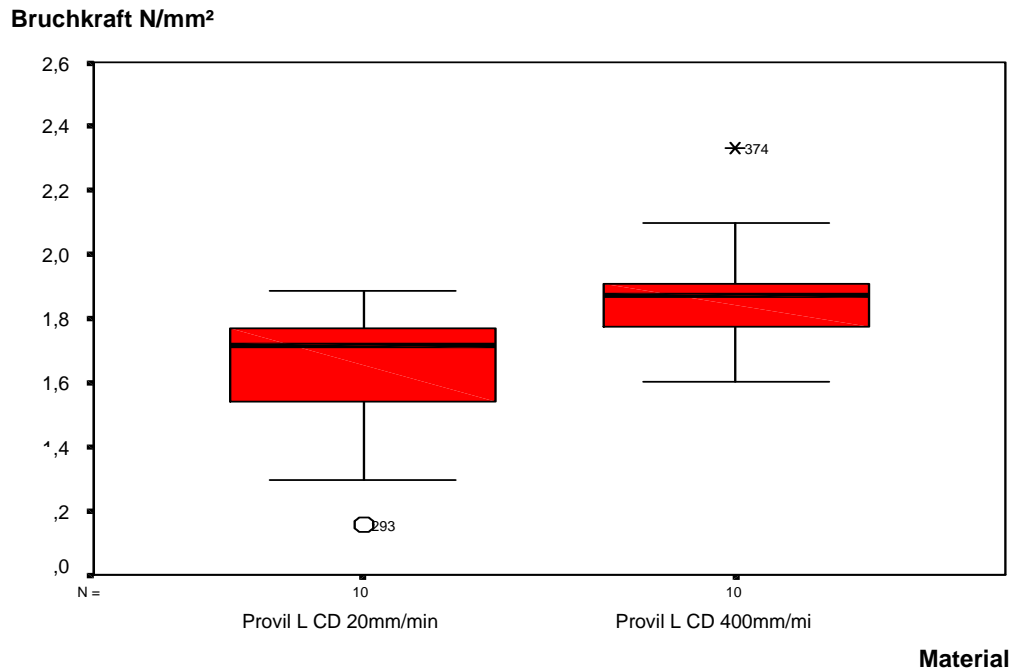


Abbildung 5.14: Boxplot Reißfestigkeitsvergleich bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten, Provil NOVO L CD

Die Reißfestigkeitsprüfung für die mit **20 mm/min** untersuchte Gruppe erzielte einen Median von 1,72 N/mm². Die einzelnen Messwerte reichen von **1,16 bis 1,89 N/mm²**. Für die mit **400 mm/min** überprüfte Vergleichsgruppe konnte ein höherer Median von 1,87 N/mm² ermittelt werden. Die gemessenen Werte reichen von **1,60 bis 2,33 N/mm²**. Die mit höherer Reißgeschwindigkeit zerrissene Vergleichsgruppe zeigt eine höhere Reißfestigkeit auf.

Exakte Signifikanzen; Wilcoxon-Mann-Withney-U Test, Provil NOVO L
Reißgeschwindigkeit 20 mm/min zu 400 mm/min **0,015**
Signifikanzgrenze: $p < 0,05$

6 Diskussion

6.1 Untersuchte Materialien, Methoden und Kriterien anderer Studien im Vergleich

6.1.1 Studien zur Reißfestigkeitsprüfung

Einige Studien haben sich mit den physikalischen Eigenschaften von Silikonabformmaterialien beschäftigt. Hierbei ging es in der Regel um Prüfverfahren, die Aufschluss über ihr elastisches Verhalten geben sollten. Elastisches, abgebundenes Abformmaterial wird bei der Entformung auf Grund unter sich gehender Stellen mehr oder weniger stark gedehnt und gestaucht. Im Ruhezustand sind Elastomere amorph und bestehen aus langen molekularen Ketten, die icht gedreht und verwindet sind. Ihre elastische Dehnung erfolgt durch Auseinanderziehen dieser in sich gedrehten Molekülketten bis hin zu einer maximal reversiblen Dehnung. Weiter einwirkende Kräfte führen zu bleibender Deformation und schließlich zum Materialbruch. Es lag also nahe zu überprüfen, inwieweit sich gedehnte oder gestauchte Silikonabformmaterialien in ihre Ausgangsposition zurück stellen. Bei diesen Untersuchungen wurde neben Druckverformung und Formänderungsrest auch die maximale Bruchkraft (Reißfestigkeit) verschiedener Silikone untersucht. Die Versuche erfolgen an Zugprüfmaschinen, in denen genormte Prüfkörper eingespannt und durch monodirektionale Verschiebung bis hin zum Materialbruch auseinander gezogen wurden. Aus technischen Gründen wurden die Versuche bei Zimmertemperatur durchgeführt. Während die Prüfkörper einer Studie im Wasserbad unter Mundtemperaturbedingungen polymerisierten, wurde in anderen Studien darauf verzichtet [10, 19, 36, 38, 45, 46, 48, 52].

6.1.2 Studien zur Anmischung

Die Anmischung von Abformmaterialien bringen einige Fehlerquellen mit sich. So weisen SCHWICKERATH (1972), WELKER (1976) und KACHEL (1981) auf die Probleme einer genauen Dosierung in Abhängigkeit von Dosiervorschriften hin. In ihren entsprechenden Untersuchungen wurde festgestellt, dass die Zahnarzthelferin

bei der Anmischung keine genaue Dosierung der Materialkomponenten vornehmen kann. WELKER lässt zehn Zahnarthelferinnen die Silikonpaste Silcoflex auf einer Dosierskala auftragen und die entsprechende Tropfenzahl des Katalysators (Härter) entsprechend der Stranglänge auf der Skala hinzugeben. Hierbei ergaben sich Abweichungen von – 56% bis + 77%. KACHEL bestätigte dieses Ergebnis bei seiner ähnlichen Studie und führte weiter aus, dass eine Überdosierung des Katalysators häufiger anzutreffen ist, als die Unterdosierung. Es wird festgestellt, dass eine Unterdosierung um mehr als 20% einen Abdruck ohne bleibende Deformation nicht mehr möglich macht. Andererseits führt eine Überdosierung zu schnell einsetzender Polymerisation und dadurch zu früher einsetzender, bleibende Verformung [21, 37, 48]. Um diese so genannten endogenen Spannungen möglichst auszuschließen empfehlen MARXKORS und MEINERS eine geringfügige Unterdosierung. Neben einer genauen Dosierung stellt auch die homogene Anmischung eine mögliche Fehlerquelle dar. Durch die Handknetmischung zähfließender Materialien kommt es beispielsweise durch die Handflächen zu einer unerwünschten Temperaturerhöhung des Materials. Dies führt zu einer deutlichen Beschleunigung der Polymerisation [29]. Die Untersuchungen von KECK (1985) und STACKHOUSE (1983) weisen auf die sich negativ auswirkende Luftblasenbildung bei Handmischung hin. Sie untersuchten den Luftblasengehalt der gemischten Silikonmaterialien im Vergleich bei Handmischung (Rührmethode und Streichmethode) und Statikmischung. Beide Untersuchungen ergaben eine deutliche Reduktion des Luftblasengehaltes bei Verwendung von manuellen oder elektrisch betriebenen Statikmischsystemen [23, 43].

In der Literatur wird erstmals 1985 von KECK und CRAIG ein Statikmischsystem in Form einer Doppelkammerspritzpistole beschrieben. Dieses Statikmischsystem ermöglicht nicht nur eine homogene Anmischung sondern dosiert die beiden Materialkomponenten, Basispaste und Katalysator, sehr genau. Ihre Studien dienten der Ermittlung von Druckverformungsresten bei Anwendung von Handmischung und Statikmischung im Vergleich. In beiden Studien wurde festgestellt, dass die Handmischung wider Erwarten bessere Druckverformungswerte lieferte. Auf wahrscheinlich bessere Reißfestigkeitswerte bei Anwendung von Statikmischsystemen wird aufgrund des deutlich reduzierten Luftblasengehaltes in mehreren Studien hingewiesen [6, 7, 8, 23, 31].

Letztendlich fand sich aber keine Untersuchung, die sich mit der Frage der Reißfestigkeit und ihre Auswirkung bei Anwendung unterschiedlicher Mischmethoden befasste.

6.1.3 Studien zur Reißgeschwindigkeit

ASHBY und JONES stellten nach umfangreichen Prüfungen an elatomeren Abformmaterialien fest, dass bei Dehnung die anliegende Kraft fast linear ansteigt. Die Materialien erinnern sich so zu sagen an ihre Ausgangsgröße und vermögen sich wieder zurückzustellen. Gedehte Molekularketten stellen sich wie ein Gummizug auf ihre Ausgangsgröße zurück. Die elastische Rückstellfähigkeit hängt jedoch vom Grad der Vernetzung des Materials ab [1].

GOLDBERG berichtet, dass eine permanente Deformation eines Materials von Mangel an elastischem Verhalten und von ungünstigem Fließverhalten abhängt. Zügige, vollständige Rückstellung, permanente Deformation und Fließverhalten können durch vollständige Polymerisation optimiert werden [16].

PHILLIPS beschreibt grundsätzliche Eigenschaften und Deformationsverhalten elastomerer Abformmaterialien [32]:

1. Polymerisationsschrumpfung erfolgt durch Volumenreduktion an Kreuzverbindungen.
2. Verlust von Nebenprodukten bei kondensationsvernetzenden Silikonen.
3. Permanente Deformation nach unvollständiger Erholung aufgrund viscoelastischen Verhaltens.

Aufgrund dieser Feststellungen, viscoelastisches Verhalten der Silikone, linearer Kraftanstieg bei Reißfestigkeitsprüfung und Nachweis einer permanenten

Deformation, stellten KLOOSTERS et al. die Frage, in wie weit sich Reißgeschwindigkeitsunterschiede auf Silikone auswirken. Anhand einer Auswahl von elastomeren Abformmaterialien wurde gezeigt, dass höhere Reißgeschwindigkeiten bei allen geprüften Materialien zu besseren Reißfestigkeitswerten führt. Weiterhin wurde festgestellt, dass eine Erhöhung der Reißgeschwindigkeit niedrigere permanente Deformation nach sich zieht. Dieses Ergebnis bestätigt eine Studie von KALOYANNIDES aus dem Jahre 1974 [22, 24].

6.2 Eigene Untersuchungen und Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien

6.2.1 Analyse des ersten Teils der Studie (Reißfestigkeit)

Die Untersuchung von FILITZ (1986) [10] über die physikalischen Eigenschaften von Silikonabformmaterialien zeigte, dass die additionsvernetzten Silikone höhere Reißfestigkeitswerte aufweisen, als die kondensationsvernetzten Vergleichsgruppen.

TAM und BROWN (1990) [45] untersuchten die Reißfestigkeit verschiedener additions- und kondensationsvernetzten Silikone und kamen zu dem Ergebnis, dass keines der untersuchten Materialien eine signifikant bessere Reißfestigkeit aufweist.

Die Untersuchung von HONDRUM et al. (1994) [19] zeigte jedoch, dass additionsvernetzte Materialien sowie die Polyethermaterialien deutlich höhere Reißfestigkeitswerte aufweisen als die kondensationsvernetzten Materialien.

Zu diesem Ergebnis gelangte auch schon SCHNICKMANN (1990) [36], der unter anderem die Materialien Optosil, Xantopren (K-Silikone) mit Provil Putty, Provil L, Permagem Putty, Permagem L und Panasil Putty, Panasil L (A-Silikone) verglichen hat.

Eigene Ergebnisse

Die untersuchten Materialien im ersten Teil der Studie ließen sich in drei Untergruppen einteilen:

1. zähfließende Materialien
2. dünn- bis mittelfließende, handgemischte Materialien
3. dünn- bis mittelfließende, statikgemischte Materialien

Die Ergebnisse der im ersten Teil der Studie untersuchten Materialien soll eine grundsätzliche Betrachtung der untersuchten Abformmaterialien ermöglichen:

Zähfließende Materialien

In der graphischen Darstellung der Reißfestigkeit der zähfließenden Materialien (Boxplot) treten die Materialien Silagum AV Putty, Dimension Putty Soft und Express Penta Putty als reißfester hervor. Die Materialien Silaplast, Panasil Putty Soft, Permagem Putty Soft und Optosil Comfort verhalten sich bezüglich ihrer Reißfestigkeit ähnlich. Provil Putty Soft erreicht mit einem Medianwert von 1,02 N/mm² nur etwa die halbe Reißfestigkeit der Materialien Silagum, Dimension sowie Express und liegt noch 0,3 bis 0,4 N/mm² unter den Werten der übrigen zähfließenden Materialien.

Die einzelnen Messwerte einer Häufigkeitsverteilung streuen mehr oder weniger stark um den Mittelwert. Als Streuungsmaß wird fast ausnahmslos die Standardabweichung verwendet. Eine besonders geringe Streuung liegt bei den Materialien Silaplast, Panasil Putty Soft und Optosil Comfort vor. Eine geringe Streuung innerhalb der ermittelten Werte spricht für ein reproduzierbares Materialverhalten, welches für den abdrucknehmenden Zahnarzt von besonderer Bedeutung ist. So kommt es nicht nur auf den absoluten Wert der Reißfestigkeit als Materialeigenschaft an, sondern auch, ob ein Material reproduzierbare Ergebnisse liefert. Die Materialien Silagum AV Putty Soft, Permagem Putty Soft sowie Dimension Putty Soft weisen eine höhere Streuung (Standardabweichung) auf. Im Verhältnis zu

den übrigen zähfließenden handgemischten Materialien liefern diese Materialien dem zufolge weniger reproduzierbare Ergebnisse bezüglich ihrer Reißfestigkeit.

Die Reißfestigkeit der zähfließenden Erstabformungsmaterialien ist bei der Korrekturabformung auch von Bedeutung. Die Erstabformung muss zwar nach ihrer Entformung noch bearbeitet werden. Interdentalspaltflächen und unter sich gehende Bereiche werden entfernt. Abflussschlitze werden angelegt und mitunter müssen Zahnvolumina noch vergrößert werden. Dennoch dürfen Bereiche des zähfließenden Erstabformungsmaterials nicht ausreißen. Zähfließende Materialien müssen nach dem Abbinden über eine hohe Steifigkeit verfügen, um beim Zweitabdruck nicht durch das dünnfließende Material komprimiert zu werden. Elastische Rückstellung nach Entnahme der Korrekturabformung (zweite Phase) wäre die unerwünschte Folge und würde zu einer verzerrten Abformung führen. Als Maß für die Steifigkeit gilt der Elastizitätsmodul. Er muss beim Erstabformungsmaterial möglichst groß sein um eine entsprechend große Stempelwirkung auf das Korrekturmateriale auszuüben [26,40].

Die Elastizität eines Materials kann mittels Bruchdehnung beschrieben werden (siehe 2.3.2). Die stets prozentual angegebene Bruchdehnung sagt folgendes aus:

- lange Wegstrecke bis zum Materialbruch => hohe Prozentzahl => elastischeres Material
- kurze Wegstrecke bis zum Materialbruch => niedrige Prozentzahl => weniger elastisches Material

Die zähfließenden Materialien werden mit steigendem elastischem Verhalten und der daraus resultierenden, ungünstigen Steifheit des Erstabformungsmaterials aufgelistet. Für die in dieser Studie untersuchten zähfließenden, handgemischten Materialien, die eine möglichst geringe Bruchdehnung (niedrige Prozentzahl) aufweisen sollten, ergibt sich folgende konkrete Bewertung:

- Silaplast, Ø 15,23 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 25,4 %
- Optosil, Ø 15,75 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 26,25 %
- Silagum, Ø 48,3 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 28,99 %
- Panasil, Ø 38,29 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 63,8 %
- Provil, Ø 42,04 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 70,07 %
- Express, Ø 52,44 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 87,38 %
- Permagum, Ø 58,2 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 96,9 %
- Dimension, Ø 58,2 mm Wegstrecke bis zum Materialbruch => 97 %

Die prozentuale Berechnung der Bruchdehnung erfolgte unter Berücksichtigung von $L_0 = 60$ mm (Abstand der Klemmbacken der Prüfmaschine).

Dünn- bis mittelfließende Materialien

Eine vergleichende Reißfestigkeitsuntersuchung verschiedener Materialien mit gleicher oder ähnlicher Viscosität macht nur dann Sinn, wenn alle Materialien dieser Prüfreihe unter gleichen Bedingungen angemischt werden. Die dünn- bis mittelfließenden Materialien sind auf unterschiedliche Weise mischbar (siehe 4.2.1 – 4.2.4). Als gebräuchlichste Mischvariante ist die statikgemischte Variante anzusehen. Fünf der insgesamt sechsundzwanzig dünn- bis mittelfließenden untersuchten Materialien ließen sich allerdings nur von Hand anmischen. Bei der Handmischung ist zu berücksichtigen, dass Fehlerquellen wie ungenaue Dosierung oder nicht homogenes, ungleichmäßiges Vermischen gegeben sind. In dieser Studie wurde genau darauf geachtet, die Herstellerangaben bezüglich Dosierung und Mischung einzuhalten.

a) Handgemischte Materialien

Bei der Betrachtung der einzelnen Ergebnisse fällt auf, dass die Materialien Silasoft N, Xantopren L und VL im Verhältnis zu den Materialien Silasoft S und Xantopren H eine höhere Streuung aufweisen. Die Handmischung liefert für drei von fünf getesteten Materialien weniger reproduzierbarere Reißfestigkeitsergebnisse. Mischungsbedingte Luft-einschlüsse, nicht ausreichend homogenes Anmischen und ungenaue Dosierung sind hierfür eine plausible Erklärung. Die Xantopren- Gruppe, vor allem Xantopren VL und L zeigen keine größeren Unterschiede im Medianvergleich. Das höher visköse Silasoft N erweist sich im Vergleich zu Silasoft S als reißfester.

b) Statikgemischte Materialien

Unter den ausgewählten Materialien dieser Studie wurden einundzwanzig dünn- bis mittelfließende, statikgemischte Materialien vergleichend auf ihre Reißfestigkeit untersucht. Im Allgemeinen ist festzustellen, dass die Reißfestigkeitswerte der dünn- bis mittelfließenden additionsvernetzten Materialien höher liegen, als die kondensationsvernetzten. Für die handgemischten Materialien Silaplast, Silasoft, Optosil, Xantopren V und VL können die Ergebnisse anderer Studien in Bezug auf Reißfestigkeit bestätigt werden [10, 16, 36].

Die untersuchten Materialien erreichen Reißfestigkeitswerte von 0,5 N/mm² bis 4,62 N/mm². Sie lassen sich grob in drei Gruppen einteilen:

Weniger reißfest erweisen sich die kondensationsvernetzten Materialien Xantopren comfort M und L sowie die additionsvernetzten Materialien P2 Light, Flexitime correct flow, Impregum Penta Soft und Garant L, Dimension Garant L sowie Fusion L und Monophase. Ihre Reißfestigkeitswerte enden bei etwa 1,5 N/mm².

Als etwas reißfester erweisen sich die Materialien Permagum Garant L, Imprint Regular Body, Panasil conact plus, P2 Monophase, Flexitime Monophase, Silagum Auto L sowie Provil L C.D.. Ihre Reißfestigkeitswerte enden bei etwa 2,5 N/mm².

Die Gruppe der fünf reißfestesten Materialien mit Werten bis zu 4,62 N/mm² bestehen aus den Materialien der Aquasil- Familie sowie den Materialien Express Ultra Light Body sowie Imprint Light Body, wobei sich das Material Aquasil Ultra Monophase als das reißfesteste Material der gesamten Untersuchung erweist.

Während die handgemischten Materialien eine relativ hohe Streuung der ermittelten Werte aufweisen, zeigen die meisten statikgemischten Materialien eine geringe Streuung. Eine Ausnahme bilden die Materialien Impregum Light Body sowie Aquasil Ultra XLV. Diese beiden Materialien scheinen in Bezug auf reproduzierbare Reißfestigkeitsergebnisse weniger verlässlich zu sein.

6.2.2 Analyse des zweiten Teils der Studie (Anmischverfahren)

Einige Untersuchungen zeigten, dass Statikmischsysteme in Bezug auf Mischung und Dosierung der Handanmischung überlegen sind. So zeigten diese Dosier- und Mischhilfen in entsprechenden Untersuchungen zwar keine verbesserten Druckverformungsrestwerte (siehe 6.1.2), dennoch wurde auf genauere Dosierung und homogeneres Anmischen hingewiesen. Bei diesen Untersuchungen bezüglich Druckverformung werden Prüfkörper mit einem definierten Stauchungsgrad für einen bestimmten Zeitraum belastet, um anschließend ihre Rückstellfähigkeit zu bewerten. Die Versuche werden üblicherweise in Abhängigkeit von Anmischungsbeginn und Polymerisationsgrad durchgeführt. Neben der Feststellung, dass die additionsvernetzten Silikone den kondensationsvernetzten bezüglich Druckverformung überlegen sind, zeigten sich in diesen Studien auch, dass bei Verwendung von Statikmischern der Blasengehalt um ein Viertel bis ein Fünftel reduziert werden konnte.

Es stellte sich nun die Frage, ob statikgemischte Materialien handgemischten in Bezug auf ihre Reißfestigkeit überlegen sind.

Wie sich bereits im ersten Teil der Studie zeigte, weisen die manuell statikgemischten Materialien im Vergleich zu den handgemischten Materialien eine

geringere Wertestreuung auf. Das heißt, dass die statikgemischten Materialien in Bezug auf Reproduzierbarkeit verlässlichere Ergebnisse zu liefern scheinen.

Vergleich zähfließender Materialien bei Handmischung und Pentamix

Die Erstabformungsmaterialien Silagum und Dimension sind nicht nur in den üblichen handgemischten putty soft-Versionen erhältlich, sondern hier stehen auch großkammerige elektrisch betriebene Statikmischsysteme zur Verfügung. Der direkte Vergleich zeigt, dass die Reißfestigkeit bei Silagum Mixstar putty (Pentamix) signifikant höher liegt als bei der handgemischten Vergleichsgruppe. Für Dimension Penta H (Pentamix) und Dimension putty soft (Handmischung) konnte dies nicht gezeigt werden. Wie bereits unter 6.1.1 angemerkt wurde, ist die Reißfestigkeit des Erstabformungsmaterials jedoch von geringerer Bedeutung. Ein deutlicher Reißfestigkeitsunterschied bei Anwendung eines Statikmischers (Pentamix) ist nur für Silagum nachweisbar.

Vergleich dünnfließender Materialien bei Handmischung, man. Statikmischung und elektr. Statikmischung

Die dünnfließenden Materialien Silagum light, Permagum light und Provil light sind sowohl in Tuben (Handmischung) als auch in kleinkammerigen Kartuschen (Statikmischung) erhältlich:

Für Provil Novo L zeigt die Statikmischung (C.D.) signifikant höhere Reißfestigkeitswerte, wobei sich manuelle und elektrische Statikmischung nicht unterscheiden.

Permagum Garant L ist in der elektrisch statikgemischten Gruppe deutlich reißfester als in der handgemischten Vergleichsgruppe. Die Gruppe der manuell statikgemischten zeigt hingegen keinen signifikanten Unterschied zur Handmischung. Während die Streuung der manuell statikgemischten Materialien deutlich geringer

ausfällt (0,08) als die der Handmischung (0,36) ist sie bei der elektrisch gemischten Gruppe am höchsten (0,46).

Silagum Automix/AV L unterscheiden sich in keiner Mischvariante signifikant voneinander. Ihre Streuung liegt in jeder Mischgruppe über 0,22 und zeigt damit für alle Mischvarianten ein weniger reproduzierbares Reißverhalten.

Panasil contact plus erweist sich in der elektrisch statikgemischten Gruppe als etwas reißfester.

Eigentlich war zu erwarten, dass die Streuung für die handgemischten Materialien aufgrund einer ungleichmäßigeren Anmischung und der zwangsläufigen Ungenauigkeit bei der Dosierung generell höher ausfällt. Eine signifikante Überlegenheit manueller oder elektrischer Statikmischung gegenüber Handmischung konnte in Bezug auf Reißfestigkeit nur für Provil Novo L gezeigt werden. Es konnte nicht gezeigt werden, dass die elektrische Statikmischung der manuellen Statikmischung generell überlegen ist. Ein signifikanter Unterschied konnte bei Panasil contact plus und Permagum Garant L festgestellt werden. Es bleibt jedoch zu berücksichtigen, dass die Streuung der elektrisch statikgemischten Permagum Garant L- Gruppe sehr hoch ausfiel. Provil Novo L C.D. und Silagum Automix L zeigten keinen signifikanten Unterschied.

Vergleich dünnfließender Materialien bei man. Statikmischung Elektr. Statikmischung und Pentamix

Das nur für Statikmischung zur Verfügung stehende dünnfließende Material Dimension Garant L / Penta L weist für jede Mischgruppe eine geringe Streuung auf. Während für die Gruppe der manuell statikgemischten Materialien etwas höhere Reißfestigkeitswerte ermittelt werden konnte, unterscheidet sich elektrische Statikmischung und Pentamix-Mischung nicht. Eine Verbesserung der Reißfestigkeit bei zur Hilfenahme einer elektrisch betriebenen Statikmischung ist nicht nachweisbar.

6.2.3 Analyse des dritten Teils der Studie (Reißgeschwindigkeit)

Eine Studie beschäftigte sich mit der Frage der Reißgeschwindigkeit und der damit eventuell verbundenen Auswirkung auf die Reißfestigkeit von Silikonabformmaterialien. In Anlehnung an andere Studien wurden Prüfkörper hergestellt und bei verschiedenen Reißgeschwindigkeiten bis zum Materialbruch auseinander gezogen. Neben Polysulfiden (Coe-flex, Omniflex) und Polyether (Impregum) wurden kondensationsvernetzte (Accoe) und additionsvernetzte Silikonmaterialien (Reprosil) bei Geschwindigkeiten von 100, 200 und 500 mm/min getestet. Diese Studie zeigte, dass eine höhere Reißgeschwindigkeit zu besseren Reißfestigkeitswerten für alle untersuchten Materialien führte. Weiterhin wurde festgestellt, dass sich eine höhere Reißgeschwindigkeit auch positiv auf Formänderungsreste auswirkt. Es wurde festgestellt, dass Polyether und additionsvernetzte Silikone höhere Reißfestigkeitswerte erreichten als die untersuchten Polysulfide und kondensationsvernetzte Materialien [24].

Die dünnfließenden manuell statikgemischten Materialien Dimension Garant L und Provil Novo L C.D. sowie das zähfließende handgemischte Material Permagum putty soft wurden als Vergleichsgruppen mit einer zwanzigfach höheren Geschwindigkeit von 400 mm/min getestet.

Die Ergebnisse der Studie KLOOSTERS et al. konnten bestätigt werden. Die Reißfestigkeit verbesserte sich für alle 3 Materialien in den mit höherer Geschwindigkeit getesteten Vergleichsgruppen signifikant. Eine höhere Reißgeschwindigkeit führt bei den geprüften Materialien zu höherer Reißfestigkeit.

Physikalisch kann diese Beobachtung durch Versetzungsbewegung der Moleküle und der hierdurch entstehenden Reibungskräfte erklärt werden. Moleküle werden aus ihrem angestammten Gefüge gezogen und es entstehen Versetzungen (Fehlstellen). Je höher die Versetzungsdichte (Anzahl der Fehlstellen pro Volumen) ist, desto größer wird der Widerstand gegen die Bewegung. Diese Vorgänge auf molekularer Ebene werden makroskopisch als Verfestigung wirksam. Durch eine erhöhte Reißgeschwindigkeit können die Versetzungen des Materials nicht

entsprechend kompensiert werden. Höhere Reißkräfte werden somit durch Verfestigung des Materials erreicht [4, 47].

6.3 Schlussfolgerungen

Die in dieser Studie untersuchten additionsvernetzenden Abformsilikone sind signifikant reißfester als die kondensationsvernetzenden. Andere Studien, die z. T. auch auf günstigere Druckverformungsrestwerte der additionsvernetzenden Silikone hinweisen, werden bestätigt. [10, 19, 36]. Die dünnfließenden, additionsvernetzenden Materialien der Aquasil Ultra LV, Aquasil Ultra Monophase sowie Express Ultra Light Body eignen sich auf Grund ihrer höheren Reißfestigkeit gut für die Präzisionsabformung. Zudem weisen diese Materialien eine geringe Wertestreuung auf, was für ein gut reproduzierbares Reißfestigkeitsverhalten dieser Materialien spricht.

Die meisten untersuchten zähfließenden Materialien erweisen sich im Vergleich zu den dünnen bis mittelfließenden Materialien als weniger reißfest. Die zähfließenden Materialien spielen allerdings bei der Reißfestigkeitsbetrachtung eine untergeordnete Rolle. Bei der in der Regel angewendeten Korrekturformung muss die erste Phase (zähfließendes Material) noch bearbeitet werden. Es stellt sich vielmehr die Frage, wie gut sich eine dünnfließende Phase mit der zähfließenden Vorabformung verbindet.

Anhand der ermittelten Wegstrecke bis hin zum Materialbruch (Materialdehnung) konnte die Elastizität der zähfließenden Materialien beurteilt werden. Die kondensationsvernetzten Materialien Silaplast und Optosil weisen im Verhältnis zu den additionsvernetzten Materialien eine höhere Steifigkeit auf, die sich günstig auf eine auszuübende Stempelwirkung bei der Korrekturabformung auswirkt [26, 40].

Anhand der in dieser Studie untersuchten Materialien konnte nicht generell gezeigt werden, dass eine bestimmte Anmischvariante zu besseren Reißfestigkeitswerten führt:

Während im Vergleich Statikmischung zu Handmischung für Silagum putty soft / Mixstar putty und Provil Novo L / L C.D. höhere Werte bei Statikmischung ermittelt werden konnten, zeigten die Vergleichsgruppen Dimension Penta / putty, Permagum L / Garant L und Silagum Automix L / AV L keine Unterschiede. Eine geringere Streuung bei Verwendung von Statikmischern konnte nicht signifikant nachgewiesen werden.

Während der Einsatz des elektrisch betriebenen Statikmischers bei den Materialien Panasil contact plus und Permagum Garant L zu höheren Reißfestigkeitswerten führte, konnte dieses Ergebnis für Provil Novo L C.D., Dimension Garant L und Silagum Automix L nicht bestätigt werden. Zudem ist der elektrisch betriebene Statikmischer unhandlich. Er kann nur über einen Netzstecker betrieben werden, der bei dem diffizilen Abdruckprozedere zu unnötigen weiteren Irritationen führt. Ein Batteriebetrieb würde das Gerät sicherlich noch schwerer und unhandlicher machen.

Für drei untersuchte Abformmaterialien konnte gezeigt werden, dass eine hohe Reißgeschwindigkeit signifikant bessere Reißfestigkeitswerte nach sich zieht. Daraus folgt, dass eine Abformung nicht nur aufgrund des niedrigeren Druckverformungsrestes (geringere permanente Deformation) sondern auch wegen einer höheren Reißfestigkeit mit zügiger Entformung aus dem Mund entnommen werden sollte. Entsprechende Empfehlungen aus der Literatur können bestätigt werden [2].

7 Zusammenfassung

In dieser dreiteiligen in-vitro Untersuchung wurden acht zähfließende und siebenundzwanzig dünn- bis mittelfließende Silikonabformmaterialien auf ihre Reißfestigkeit überprüft. Hierbei wurde für jede Prüfgruppe jeweils zehn DIN-genormte Prüfkörper hergestellt. Mittels standardisiertem Reißprüfverfahren wurden diese Materialien bei einer Reißgeschwindigkeit von 20 mm/min bis hin zum Materialbruch auseinander gezogen. Es konnte gezeigt werden, dass die additionsvernetzten Materialien eine höhere Reißfestigkeit aufwiesen als die kondensationsvernetzten. Weiterhin sind die untersuchten zähfließenden Materialien weniger reißfest als die meisten dünnfließenden Materialien. Die additionsvernetzten dünnfließenden Materialien Aquasil Ultra XL und Aquasil Ultra Monophase sowie Express Ultra Light Body eignen sich in Bezug auf ihre Reißfestigkeit gut für die Präzisionsabformung.

Zwei zähfließende und fünf dünn- bis mittelfließende Materialien sind auf verschiedene Weise anmischbar. Handmischung, manuelle Statikmischung, elektrische Statikmischung und Pentamix wurden vergleichend untersucht. Kein Material konnte für alle Mischvarianten geprüft werden. Es konnte nicht generell gezeigt werden, dass die Statikmischung der Handmischung in Bezug auf Reißfestigkeit überlegen ist. Ferner konnte auch nicht gezeigt werden, dass eine elektrisch betriebene Statikmischung bessere Ergebnisse liefert als die manuelle Statikmischung.

An Hand einer Auswahl von drei Materialien wurde überprüft, inwieweit sich eine deutlich erhöhte Reißgeschwindigkeit von 400 mm/min auf die Reißfestigkeit dieser Materialien auswirkt. Die drei untersuchten Materialien weisen für die höhere Reißgeschwindigkeit signifikant höhere Reißfestigkeitswerte auf. Die Empfehlung anderer Studien, eine Präzisionsabformung möglichst zügig zu entformen, kann durch diese Studie in Bezug auf verbesserte Reißfestigkeit bestätigt werden.

7 Summary

In this three- pieced in vitro examination eight heavy-bodied and twenty-seven light- to medium- bodied silicone impression materials have been tested concerning their tensile strength. For each test group ten DIN- standardized test bodies have been produced . Using standardized test procedures for tensile strength these materials have been pulled with a speed of 20 mm/min until the material tore. It could be shown that the addition- reaction silicone impression materials had a higher tensile strength than the condensation- reaction materials. The examined heavy-bodied materials are furthermore less tearproof than most of the light-bodied materials. Concerning the addition- reaction light-bodied materials „Aquasil Ultra XL“ and „Aquasil Ultra Monophase“ as well as „Express Ultra Light Body“ can be used well for the precision impression.

Two heavy-bodied and five light-bodied materials can be mixed in different ways. Mixing by hand, manual mix statically, electric mix statically and „Pentamix“ static mixing system have been examined comparatively. No material could be tested for all mixing procedures. Generally it couldn't be shown that the mix statically is superior concerning the tensile strength to mixing by hand. Further it also couldn't be shown that the electric mix statically produces better results than the manual mix statically.

With a selection of three materials it has been tested how a considerably higher speed of 400 mm/min has an effect on the tensile strength of these materials. The three examined materials show significant higher results for tensile strength with the higher speed. The recommendation of other studies to remove a precision impression rather fast can be confirmed by this study concerning improved tensile strength.

8 Literaturverzeichnis

- [1] Ashby, M.F., Jones, D.R.H.
Engineering materials 2 – an introduction to microstructures,
processing and design. 1 st edition Oxford: Pergamon Press 204 (1986)

- [2] Auusavice, K.J.
Phillips` Sience of Dental Materials, 10 th Edition in W.B. Saunders.
Philadelphia (1996)

- [3] Baank, W.
Formänderung und Formänderungsrest im Versuch und im
Abdrucklöffel. Med Diss Köln (1973)

- [4] Beitz, W., Küttner, K.-H.
DUBBEL, Taschenbuch für Maschinenbau.
17. Aufl., Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1990)

- [5] Chong, Y.-H., Soh, G., Wickens, J.
The effect of mixing method on void formation in elastomeric
impression materials. Int J Prosthodont 2, 323-326 (1989)

- [6] Craig, R.G.
Evaluation of an automatic mixing system for an addition silicone
impression material. J Am Dent Assoc 110, 213-215 (1985)

- [7] Craig, R.G.
Review of dental impression materials. Adv Dent Res 2, 51-64 (1988)

- [8] Craig, R.G.
Dental restorative materials. Mosby, St. Louis-Baltimore-Toronto
(1989)

- [9] Dreve, V.
Additionsvernetzende Silikone. Dentalmagazin Heft 4, 28-30
(1989)
- [10] Filitz, J.
Physikalische Eigenschaften von Silikonabformmaterialien.
Med Diss Hannover (1986)
- [11] Finger, W., Lockowandt, P.
Abform- und Modellmaterialien, eine funktionelle Einheit. Dtsch
Zahnärztl. Z 27, 620-624 (1972)
- [12] Finger, W.
Wärmeausdehnungskoeffizient gummielastischer Abformma-
terialien. Dtsch zahnärztl Z 28, 671-676 (1973)
- [13] Finger, W., Ohsowa, M.
Effect of mixing ratio on properties of elastomeric dental impres-
sion materials. Dent Mater 2, 183-186 (1986)
- [14] Franz, G., Ritze, H.
Prüfung der Verarbeitungs- und Abbindezeiten bei elastischen
Abformmassen. Dtsch zahnärztl Z 27, 189-196 (1972)
- [15] Gieck, K., Gieck, R.
Technische Formelsammlung.
30. Aufl., Gieck, Germering (1992)
- [16] Goldberg, A.J.
Viscoelastic properties of silicone, polysulfide and polyether
impression materials. J Dent Res 53, 1033-1039 (1974)

- [17] Harcourt, J.K.
A review of modern impression materials.
Dent J 23, 178-186 (1978)
- [18] Hoffmann, M.
Der Korrekturabdruck. Zahnärztl. Welt 66, 160-164 (1965)
- [19] Hondrum, S.O., Reed, W.
Tear and energy properties of three impression materials.
Int J Prosthodont 7, 517-521 (1994)
- [20] Jamani, K.D., Harrington, E., Wilson, H.J.
Consistency, working time and setting time of elastomeric
impression materials. J Oral Rehab 16, 353-366 (1989)
- [21] Kachel, C.
Der Druckverformungsrest nach 30% Stauchung von 10
elastomeren Abformmaterialien in Abhängigkeit von Zeit und
Mischungsverhältnis. Med Diss, FU Berlin (1981)
- [22] Kaloyannides, T.M.
Elasticity of elastomeric impression materials: breaking limit
and ultimate strength. J Dent Res 53, 630-633 (1974)
- [23] Keck, S.C.
Automixing : A new concept in elastomeric impression material
Delivery systems. J Prosthet Dent 53, 479-483 (1985)
- [24] Kloosters, J., Logan, G.I., Tjan, A.H.L.
Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impression.
J Prosthet Dent 66, 292-298 (1991)

- [25] Kreyszig, E.
Statische Methoden und ihre Anwendungen. Vandenhoeck & Ruprecht Göttingen (1979)

- [26] Lehmann, K.M.
Beitrag zur Verbesserung des Korrekturabformverfahrens
Zahnärztl. Praxis 30, 303 (1979)

- [27] Marshak, B.L., Cardash, H.S., Ben- Ur, Z.
Incidence of impression material found in the gingival sulcus
after impression procedure for fixed partial dentures.
J Prothet Dent 57, 306-307 (1987)

- [28] Marxkors, R.
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Hanser München-Wien
(1991)

- [29] Marxkors, R., Meiners, H., Mende, T.
Einfluss von Temperatur und Dosierung auf die Vernetzungs-
geschwindigkeit elastomerer Abformmaterialien.
Dtsch zahnärztl Z 29, 810-814 (1974)

- [30] Meiners, H.
Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Hanser
München-Wien (1977)

- [31] Netti, C.A., Yard, R.A.
Control of polymerization in the dispensing cartridge of automixing
impression systems. J Prosthet Dent 64, 16-17 (1990)

- [32] Phillips, R.W.
Skinner's science of dental materials.
8 th. ed. Philadelphia; WB Saunders & Co, 138-146 (1982)

- [33] Pospiech, P., Wildenhain, M.
Zur Frage der Anmischung von Abformmaterialien; Ein Vergleich
zwischen Hand- und dynamischer Mischung. Dental Spiegel 5 (1998)
- [34] Rasche, K.R.
Der Sandwichabdruck. Zahnärztl. Welt 87, 481-483 (1978)
- [35] Rehberg, H.-J.
Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel.
Quintessenz Pockets, 2. Aufl. Berlin (1978)
- [36] Schnickmann, U.
Materialeigenschaften kondensations- und additionsvernetzter
Silikonabformmassen im Reißversuch unter besonderer Berück-
sichtigung der klinischen Reißbeanspruchung. Med Diss, Köln (1990)
- [37] Schwickerath, H.
Zur Definition der Begriffe Verarbeitungszeit und Abbindezeit.
Zahnärztl. Welt 81, 105-109 (1972)
- [38] Schwickerath, H.
Zur Zugprüfung von Abformmaterialien.
Dtsch zahnärztl Z 30, 200-203 (1975)
- [39] Schwickerath, H.
Das Formverhalten von Abformmaterialien im Versuch und in der
Praxis. Dtsch zahnärztl Z 31, 680-684 (1976)
- [40] Schwickerath, H.
Werkstoffe in der Zahnheilkunde; Grundlagen, Verarbeitung,
Beanspruchung und Verhalten im klinischen Einsatz.
Quintessenz, Berlin (1977)

- [41] Schwickerath, H.
Die Quintessenz der Abformung mit Elastomeren.
Quintessenz, Berlin (1981)
- [42] SPSS 15.0 für Windows
Advanced statistics Manual. SPSS Inc., Chicago (2006)
- [43] Stackhouse, J.A.
Voids in a mixed elastomeric impression material.
J Prosthet Dent 50, 762-766 (1983)
- [44] Staehle, G.
Eine rationelle Methode zur Abformung von Kronenstümpfen bei
gleichzeitiger provisorischer Stumpfversorgung.
Dtsch Zahnärzteblatt 21, 341-347 (1967)
- [45] Tam, L.E., Brown, J.W.
The tear resistance of various impression materials with and
without modifiers. J Prosthet Dent 63, 282-285 (1990)
- [46] Vrijhoef, M.M.A., Battistuzzi, P.G.
Tear energy of impression materials.
J Prosthet Dent 14, 175-177 (1986)
- [47] Weissbach, W.
Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung.
12. Aufl., Vieweg, Braunschweig (1998)
- [48] Welker, D.
Experimentelle Untersuchung über die Auswirkung unterschied-
licher Dosierung und Verarbeitungstemperatur auf Fließverhal-
ten und elastische Eigenschaften normalfließender Silikonab-
formmassen. Stomat DDR 26, 569-580 (1976)

- [49] Williams, P.T., Jackson, D. G., Bergmann, W.
An evaluation of the time- dependent dimensional stability of
eleven elastomeric impression materials.
J Prosthet Dent 52, 120-125 (1984)
- [50] Wöstmann, B.
Accuracy of impressions obtained with the Pentamix automixing system.
J Dent Res 76, 139 (1997)
- [51] Wöstmann, B.
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde.
Habilitationsschrift. Quintessenz Berlin (1998)
- [52] Yeh, C.L., Powers, J.M., Craig, R.G.
Properties of addition- type silicone impression materials.
J Am Dent Assoc 101, 482-484 (1980)

Erklärung

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die aus mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig- Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

Bremen, den 30.10.2007

Danksagung

Meinen besonderen Dank meinem hochverehrten Lehrer, Herrn Professor Dr. P. Ferger, für die Überlassung des Themas, seine wertvollen Hinweise und seine freundliche und hilfsbereite Begleitung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Gleichzeitig möchte ich meinen Dank Herrn Heun, Mitarbeiter des Labors für zahnärztliche Werkstoffkunde an der Justus- Liebig- Universität, aussprechen für die praktische und technische Hilfestellung bei der Durchführung der Versuche.

Herrn P. Wosniok, Mitarbeiter der Arbeitsgruppe Statistik am Institut für Informatik der Universität Bremen danke ich für die Beratung bei der Auswertung der Daten und der statistischen Untersuchung.

Meiner Mutter und allen Freunden, die mir beim Korrigieren dieser Arbeit zur Seite standen, bin ich mit herzlichem Dank verbunden.

Lebenslauf

- 10.12.1967 Geboren als Sohn der Ehrleute Dr. med. dent. Friedrich Karl Dreyer und Ulrike Dreyer, geborene Niessen in Aachen
- 02.05.1971 Tod des Vaters
- 1974- 1979 Grundschule Hermann Strasse, Stolberg, Rheinland
- 1979-1982 Internatsschule College Patronnee, Eupen, Belgien
- 1982- 1987 Internatsschule Institut Schloß Herdringen, Arnsberg, Sauerland; Mittlere Reife
- 1987-1989 Fliegerische Ausbildung, Tätigkeit als Fluglehrer für Motorflug
- 1989-1992 Abendgymnasium in Bochum, 1992 Abitur
- 1992-1998 Tätigkeit als Pflegekraft im Maria- Hilf Krankenhaus in Bochum
- 1993-1998 Studium der Zahnmedizin in Gießen, Examen 15.12.1998, Approbation am 16.12.1998
- 1999-2000 Vorbereitungsassistent Praxis Besters und Partner, Bremen
- 2001-2006 Tätigkeit als stellvertretender Geschäftsführer im Familienbetrieb in Aachen
- Seit 2006 Tätigkeit als Zahnarzt in der Praxis Besters und Partner in Bremen, Schwerpunkt zahnärztliche Prothetik